

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局(43) 国際公開日  
2004 年 4 月 29 日 (29.04.2004)

PCT

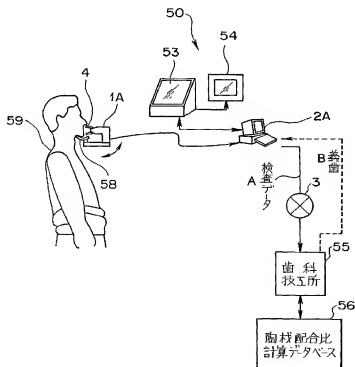
(10) 国際公開番号  
WO 2004/036162 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: G01J 3/50, A61B 5/00, 5/02, 5/10, 7/00, A61C 13/00, G01N 21/27, G06T 1/00, H04N 5/225
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2003/009381
- (22) 国際出願日: 2003 年 7 月 24 日 (24.07.2003)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ: 特願2002-218864 2002 年 7 月 26 日 (26.07.2002) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス光学工業株式会社 (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒151-0072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および  
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 小宮 康宏 (KOMIYA, Yasuhiro) [JP/JP]; 〒191-0055 東京都日野市西平山五丁目 6 番 5 8 号 Tokyo (JP). 和田 徹 (WADA, Toru) [JP/JP]; 〒352-0004 埼玉県新座市大和田一丁目 5 番 2 1 号 Saitama (JP). 今野 治 (KONNO, Osamu) [JP/JP]; 〒358-0044 埼玉県入間市三ツ木台 3 8 号 Saitama (JP). 味戸 剛幸 (AJITO, Takeyuki) [JP/JP]; 〒192-0032 東京都八王子市石川町 2 9 7 4 番 2 4-2 1 4 号 Tokyo (JP). 中村 智幸 (NAKAMURA, Tomoyuki) [JP/JP]; 〒191-0011 東京都日野市日野本町三丁目 2 番 7-A 1 0 3 号 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒160-0023 東京都新宿区西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).

(続葉有)

(54) Title: IMAGE PROCESSING SYSTEM

(54) 発明の名称: 画像処理システム



(57) Abstract: An image processing system which is applicable to, in this case, a dental treatment, and which images, when a patient' (59) denture is to be produced, the dental part of the patient (59) while a plurality of lighting LEDs respectively having different wavelengths are being emitted by an imaging device (1A) to capture image data. The image data is transmitted to a dental filing system (2A) serving as a treating device, where color reproduction data is determined by computing. The color reproduction data is further sent to a dental laboratory (55) over a public telephone line. In the laboratory, a porcelain blending ratio calculation database (56) is searched to obtain denture porcelain blending data that matches the hue of the dental part of the patient (59), whereby a denture very close in color to the patient' (59) teeth is produced.

A...EXAMINATION DATA

B...DENTURE

55...DENTAL LABORATORY

56...PORCELAIN BLENDING RATIO CALCULATION DATABASE

(続葉有)

WO 2004/036162 A1



(81) 指定国(国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許

(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:  
— 国際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

---

(57) 要約:

この画像処理システムは、歯科用に適用された場合の例であって、患者（５９）の義歯を製作する際に撮影装置（１Ａ）により各異なる波長の複数の照明光 LED を発光させながら患者（５９）の歯部の撮影を行い、画像データが取得される。上記画像データは、処理装置である歯科用ファイリングシステム（２Ａ）に伝達され、そこで色再現データが演算により求められる。さらに、上記色再現データは、公衆回線を介して歯科技工所（５５）に送信される。そこで、陶材配合比計算データベース（５６）を検索し、患者（５９）の歯部の色合いに合致する義歯陶材の配合データが求められ、患者（５９）の歯の色に極めて近い義歯が製作される。

## 明 細 書

## 画像処理システム

## 技術分野

この発明は、被写体の分光スペクトル画像情報を取得し、取得画像から被写体の画像の高精度の色再現や検査、判定等を行う画像処理システムに関する。

## 背景技術

近年、健康に対する関心が高まり、更に、審美の追求からホワイトニングへの要求が高まっている。従来、皮膚科、エステティックサロン、美容カウンセリングなどでは肌診断用カメラが用いられ診断に供されてきた。特に皮膚科の場合、皮膚表面の診断として、皮溝や皮丘の画像から特徴を捉えカウンセリングが行われている。なお、上記肌診断用カメラに関しては、特開平8-149352号公報や、特開平7-322103号公報等に提案がなされている。

一方、歯科治療における義歯製作に関しては、従来では義歯の色を決定するに際して、シェードガイドによって患者本人の歯の色と比較することにより色の等級の判定が行われている。

上述のように皮膚科、歯科をはじめとして正確な色再現が求められているが、従来の高精度な色再現システムとして特開2000-152269号公報に開示されたシステムは、外部照明下の被写体をマルチスペクトル下で撮影するカメラを適用するものである。このシステムでは、被写体分光スペクトルの高精度な推定のために多数の回転可能な分光フィルタを用い、その回転によって多バンドのデータを取得し、高色再現を実現可能とするものである。

上述した皮膚科、歯科、さらに、正確な色再現を求める他の分野として、例えば、自動車の塗装色、建物の塗装色、食料品の分光特性、衣料品の染色などでは色を忠実に色再現して、診断、検査、確認や判別に供することが求められている。また、それらの装置に対しては、検査作業性から小型軽量、さらには、ハンディであることも要求されている。

しかしながら、上述した上記特開平 8-149352 号公報や特開平 7-322103 号公報等の肌診断用カメラの例は、ハンディなものではあるが、再現性、高色再現について十分なものとはいえない。また、上記特開 2000-152269 号公報に開示された回転フィルタ型を適用する高色再現システムは、固定配置型で重量が重く、更には、外部照明のため、色再現処理のためには、別途照明センサが必要であった。

また、従来の歯科治療において、歯の色を選択する場合、前述したように色の濃淡を示すシェードガイドで比較判断されていたが、主観的であり、また、室内光の劣化、変化によっても影響を受け、誤差を生じていた。また、記録を写真で行っていたがカメラ設定の確認が必要であったり、画像の大きさも合わせにくく、さらには、フィルム感度や現像感度が一定しないなど正確さに欠いていた。

その他、従来の小型撮影装置を適用する色再現画像システムにおける問題点として、

(1) 簡単な構成の携帯可能な撮影装置により環境光に左右されない状態でより正確な分光画像データを取得できるようなものの提案はまだなされていない。

(2) 被写体が正反射するような光沢のある被写体であった場合、取り込まれた画像データに光源による高輝度部分が生じる可能性があるが、この点を簡単な装置で解決するものの提案もまだなされていない。

(3) 色再現を高精度にするために、基準色を配した色票によるキャリブレーション処理が行われているが、上記色票は、撮影装置とは別途に用意されるために、保管管理が必要となる。この補完管理は人手で扱われるために、色票に汚れが付き易く、また、管理の方法によっては外光に曝されて劣化する可能性があった。

(4) 被写体を照明する光源の配置によってシェーディングが発生する可能性があるが、上記シェーディングを簡単な装置で防止する必要がある。

(5) 人体の血流状態や、体温、脈拍、心拍等の管理に対して色再現画像システムを適用すれば、正確な診断を容易に行うことが可能になるがそれらの提案がなされていない。

(5) 人体患部の撮影に際してその撮影位置の特定、または、撮影被写体像の大

きさ等の管理を容易に行うことが可能なシステムがまだ提案されていない。

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、高精度の色再現や検査、判定が可能であり、情報通信処理に対しても好適であり、しかも、その撮像部が小型軽量で携帯性に優れている画像処理システムを提供することを目的としている。

#### 発明の開示

第1の発明は、被写体を撮影するための撮像光学系と、上記被写体からの被写体信号を取得するための撮像素子部と、それぞれ異なる分光分布特性を有する複数の照明光源と、画像撮影操作を行うための撮影操作部とを有し、上記複数の照明光源を上記撮像素子部の露光タイミングと連動し、かつ、上記複数の照明光源を選択的に点灯させることにより複数の被写体分光画像を得る画像撮影部と、上記画像撮影部で撮影された上記被写体分光画像を記憶するための画像メモリ部を有し、上記画像メモリ部に記憶された画像信号から所望の画像演算を行う画像処理部と、を有している画像処理システムである。

また、第2の発明は、上記第1の発明において、上記画像処理部が、さらに、前記画像メモリ部に記憶された画像信号から被写体の所定の等級演算、判別、または解析を行うことを特徴とする。

さらに、第3の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、さらに、環境光の分光分布特性を検出するための照明検出センサを具備しており、外部ストロボ発光装置が着脱可能であり、上記照明検出センサの検出部は、上記外部ストロボ発光装置が装着されたときにストロボ光の導光路と光学的に結合する。

第4の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、上記照明光源が被写体に直接写り込むことを防止するための反射光除去手段をさらに具備する。

第5の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、さらに、上記照明光源と被写体との間に照明むらを軽減するための光学部材を具備する。

第6の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、外部照明装置と連動するための接続接点部を有し、上記接続接点部を介して接続された外部照明装置は、前記照明光源と略同じ点灯順序で点灯する。

第7の発明は、上記第1の発明において、上記複数の照明光源が、中心波長が

780nm乃至900nmである光源、または、中心波長が300nm乃至380nmである光源を少なくとも一つ含む。

第8の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部と画像処理部とが、一体化されて形成されている。

第9の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、上記画像処理部におけるキャリブレーションを行うための色票を内蔵する。

第10の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部として、撮影機能を持つ携帯端末装置を適用し、それぞれ異なる分光分布特性を有する複数の照明光源がユニット化された照明光源部が上記撮影機能を持つ携帯端末装置に装着可能である。

第11の発明は、上記第1の発明において、画像処理部に画像ファイリングソフトウェアが具備されており、前記撮影操作部が操作された時に撮影された画像データが前記画像ファイリングソフトウェアの所定の個所に記録される。

第12の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、さらに、上記被写体の部位情報を取得するための被写体部位検出手段を有する。

第13の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、さらに、温度測定部を具備する。

第14の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、さらに、脈拍測定部を具備する。

第15の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、さらに、聴診機能を有する。

第16の発明は、上記第1の発明において、上記画像撮影部が、さらに、測距手段を有しており、撮影された画像中の被写体の大きさを管理する。

#### 図面の簡単な説明

図1は、本発明の第1の実施形態における画像処理システムの構成を示すブロック図。

図2は、上記第1の実施形態におけるLEDの配置例や構成例を示す図。

図3は、上記第1の実施形態における、CCDの分光感度特性およびLEDの

発光スペクトルと、これら両方による分光特性と、を示す線図。

図4は、上記第1の実施形態の6バンド分光画像取得における各LEDの発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート。

図5は、上記第1の実施形態の6バンド分光画像取得における各LEDの発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャート。

図6は、上記第1の実施形態の6バンド分光画像取得における各フレームのバンド特性を示す線図。

図7は、上記第1の実施形態のモニタ用画像取得における各LEDの発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート。

図8は、上記第1の実施形態のモニタ用画像取得における各LEDの発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャート。

図9は、上記第1の実施形態のモニタ用画像取得における各フレームのバンド特性を示す線図。

図10は、上記第1の実施形態における、6原色のLEDが各3つずつ設けられているときの点灯のさせ方の例を示す図。

図11は、上記第1の実施形態において、筐体の投射口に対して着脱可能に構成された当て付け部を示す斜視図。

図12は、上記第1の実施形態の処理装置におけるディスプレイに表示するための色再現を行う構成を示すブロック図。

図13は、上記第1の実施形態において、取得された被写体分光画像に基づき被写体に関する画像判別を行うための構成例を示すブロック図。

図14は、上記第1の実施形態の処理装置において入力プロファイルを生成する構成例を示すブロック図。

図15は、上記第1の実施形態の撮影装置のLCDモニタにおける表示例を示す図。

図16は、上記第1の実施形態の画像処理システムを使用するときの様子の一例を示す図。

図17は、本発明の第2の実施形態における画像処理システムの構成を示すブロック図。

図 18 は、上記第 2 の実施形態において、フルモードと読み出し 2 倍速モードにおける読み出しの様子を示すタイミングチャート。

図 19 は、上記第 2 の実施形態において、2/4 ライン 2 倍速モードと 2/8 ライン 4 倍速モードにおける読み出されるラインの様子を示す図。

図 20 は、上記第 2 の実施形態において、撮影モードを設定する際の動作を示すフローチャート。

図 21 は、本発明の第 3 の実施形態における画像処理システムの構成を示すブロック図。

図 22 は、上記第 3 の実施形態の画像処理システムを使用するときの様子の一例を示す図。

図 23 は、上記第 3 の実施形態における、LED の発光スペクトルとカラーフィルタアレイを通した CCD の分光感度特性とを示す線図。

図 24 は、上記第 3 の実施形態において、6 バンドの分光画像を生成するときのフレーム毎の分光画像の分光特性を示す線図。

図 25 は、上記第 3 の実施形態において、モニタ用画像を生成するときのフレーム毎の分光画像の分光特性を示す線図。

図 26 は、上記第 3 の実施形態の 6 バンド分光画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート。

図 27 は、上記第 3 の実施形態の 6 バンド分光画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャート。

図 28 は、上記第 3 の実施形態のモニタ用画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート。

図 29 は、上記第 3 の実施形態のモニタ用画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャート。

図 30 は、上記第 3 の実施形態における、8 バンドの分光画像を生成するときの LED の発光スペクトルとカラーフィルタアレイを通した CCD の分光感度特性とを示す線図。

図 31 は、上記第 3 の実施形態において、8 バンドの分光画像を生成するときのフレーム毎の分光画像の分光特性を示す線図。



図 3 2 は、上記第 3 の実施形態の 8 バンド分光画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート。

図 3 3 は、上記第 3 の実施形態の 8 バンド分光画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャート。

図 3 4 は、上記第 3 の実施形態において、モニタ用画像を生成するときのフレーム毎の分光画像の分光特性を示す線図。

図 3 5 は、上記第 3 の実施形態のモニタ用画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート。

図 3 6 は、上記第 3 の実施形態のモニタ用画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャート。

図 3 7 は、本発明の第 4 の実施形態における画像処理システムの構成を示すブロック図。

図 3 8 は、上記第 4 の実施形態において、スペクトル検出センサを複数配設した画像処理システムを使用するときの様子の一例を示す図。

図 3 9 は、上記第 4 の実施形態におけるスペクトル検出センサの構成例を示す断面図。

図 4 0 は、上記第 4 の実施形態のスペクトル検出センサに接続される光ファイバの入射端の様子を示す断面図。

図 4 1 は、上記第 4 の実施形態のスペクトル検出センサに接続される光ファイバの入射端の近傍にセンサ用光学系を配設した構成例を示す断面図。

図 4 2 は、上記第 4 の実施形態において、環境光取得用に設けられたスペクトル検出センサに接続される光ファイバの入射端の様子を示す断面図。

図 4 3 は、本発明の第 5 の実施形態の歯科用画像処理システムのシステム構成図。

図 4 4 は、上記図 4 3 の歯科用画像処理システムに適用される撮影装置のブロック構成図。

図 4 5 は、本発明の第 6 の実施形態の画像処理システムの構成を示す図。

図 4 6 は、上記図 4 5 の画像処理システムのブロック構成図。

図 4 7 は、上記図 4 5 の画像処理システムの撮影装置における撮影処理のうち

の撮影待機処理ルーチンのフローチャート。

図48は、上記図45の画像処理システムの撮影装置における撮影処理のうちの撮影ルーチンのフローチャート。

図49は、本発明の第7の実施形態の画像処理システムのブロック構成図。

図50は、上記図49の画像処理システムの撮影装置によって正反射被写体を各色のLED光で照明したときの状態を示す図であって、図50(A)は、上記結像時の正反射被写体と各色のLEDとCCDの配置を示し、図50(B)は、正反射部分のある画像を示す図。

図51は、上記図49の画像処理システムの撮影装置によって正反射被写体を各色のLED光で照明したときのCCDに結像する各色のLEDの照明による正反射部分が存在する被写体像と、上記画像処理システムの撮影装置で上記被写体像から正反射部分を削除した被写体像とを示す図。

図52は、上記図49の画像処理システムの撮影装置における正反射部分削除処理のフローチャート。

図53は、本発明の第8の実施形態の画像処理システムのブロック構成図。

図54は、上記図53の画像処理システムの撮影装置により、正反射被写体を撮影した場合における上記正反射被写体上での光の反射状態を示す図。

図55は、本発明の第9の実施形態の画像処理システムのブロック構成図。

図56は、上記図55の画像処理システムの撮影装置においてCCDの前面に配置される第2偏光板の正面図。

図57は、本発明の第10の実施形態の画像処理システムのブロック構成図。

図58は、上記図57の画像処理システムの撮影装置におけるLED光源によるシェーディング状態の補正前を示す図であって、図58(A)、図58(B)は、それぞれ異なるLEDのシェーディング状態を示す。

図59は、上記図57の画像処理システムの撮影装置におけるLED光源によるシェーディング状態の補正後を示す図であって、図59(A)、図59(B)は、それぞれ異なるLEDのシェーディング補正状態を示す。

図60は、本発明の第11の実施形態の画像処理システムのブロック構成図。

図61は、上記図60の画像処理システムにおける撮影装置のLED光源部の

配置図。

図 6 2 は、本発明の第 1 2 の実施形態である画像処理システムのブロック構成図。

図 6 3 は、本発明の第 1 3 の実施形態である画像処理システムのブロック構成図。

図 6 4 は、本発明の第 1 4 の実施形態である画像処理システムのブロック構成図。

図 6 5 は、本発明の第 1 5 の実施形態である画像処理システムのシステム構成図。

図 6 6 は、本発明の第 1 6 の実施形態である画像処理システムに適用される画像撮影部のブロック構成図。

図 6 7 は、本発明の第 1 7 の実施形態である画像処理システムのに適用される撮影装置のブロック構成図。

図 6 8 は、本発明の第 1 8 の実施形態である画像処理システムによる診察状態を示す図。

図 6 9 は、本発明の第 1 9 の実施形態である画像処理システムによる診察状態を示す図。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図 1 から図 1 6 は本発明の第 1 の実施形態を示したものであり、図 1 は画像処理システムの構成を示すブロック図である。

この画像処理システムは、可視光域において互いに独立して異なる複数の波長帯域の照明光により被写体を照明して被写体分光画像を撮影可能な撮影装置 1 と、この撮影装置 1 と接続されていて該撮影装置 1 から出力される被写体分光画像を処理する処理装置 2 と、を有して構成されていて、該処理装置 2 は、必要に応じてネットワーク 3 に接続することができるように構成されている。

上記撮影装置 1 は、本実施形態においては、6 種類の波長帯域の照明光（6 原色の照明光）を被写体に順次照射して、6 枚の被写体分光画像を静止画として取

り込む撮像と、6原色の照明光から1以上の照明光を各選択してRGBの3色の照明光としこれらを順次に照射することにより面順次式の動画として取り込む撮像と、を行うことができるようになっている。

上記撮影装置1は、後述する照明光を被写体に投写するとともに被写体からの反射光を入射するための投射口5aを備えた筐体5と、この筐体5の投射口5a側に着脱可能に取り付けられており該投射口5aを介して被写体に投射する照明光に外光が混入することのないように遮光するための柔軟性を有する素材により略筒状に形成された当て付け部4と、上記筐体5内に組み込まれていて点灯されることにより被写体を照明するための照明光を発光する発光素子である第1LED6a～第6LED6fと、上記筐体5内に組み込まれていてこれら第1LED6a～第6LED6fにより照明された被写体像を結像するための撮像光学系7と、この撮像光学系7により結像された被写体像を撮像して画像信号を出力する撮像素子部に含まれる撮像素子たるCCD8と、このCCD8から出力されるアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器9と、このA/D変換器9から出力され後述するバス10を介して伝送される被写体分光画像を一旦記憶するとともに後述するCPU18による作業領域としても用いられるメモリ11と、使用者が分光画像撮影動作の開始を指示入力したり動画像撮影動作の開始や終了を指示入力したりするための各種の操作スイッチや操作ボタンを含んでなる撮影操作部たる操作スイッチ14と、この操作スイッチ14からの指示入力を後述するCPU18に伝達するとともに該CPU18からの指令により上記第1LED6a～第6LED6fの発光制御に関する命令等を行ったりこの撮影装置1の撮像動作に関する制御を行ったりするカメラ制御I/F12と、このカメラ制御I/F12からの指令に基づき上記第1LED6a～第6LED6fの発光開始タイミングや発光終了タイミングなどの発光動作に係る制御を行うLEDドライバ13と、上記CCD8により撮像される動画像や上記メモリ11に記憶された被写体分光画像（静止画像）を後述するLCDモニタ16に表示するための制御を行うモニタI/F15と、このモニタI/F15から出力される画像を表示するためのLCDモニタ16と、上記メモリ11に記憶された被写体分光画像や後述するCPU18からの制御データ等を上記処理装置2に出力しあるいは該処理装

置 2 からの通信データを入力するための外部 I/F 17 と、上記 A/D 変換器 9、メモリ 11、カメラ制御 I/F 12、モニタ I/F 15、外部 I/F 17、後述する CPU 18 等を互いに接続するバス 10 と、上述した各回路を含むこの撮影装置 1 を統括的に制御する制御部たる CPU 18 と、を有して構成されている。

上記処理装置 2 は、例えばパーソナルコンピュータ等であり、上記外部 I/F 17 から出力される被写体分光画像を受信して、後述するように入力プロファイルを用いて XYZ 三刺激値を算出し、さらにこの XYZ 三刺激値からディスプレイプロファイルを用いて被写体が与えると推定される XYZ 三刺激値とほぼ同一の XYZ 三刺激値を後述するディスプレイ 22 により得られるような表示用信号を生成する演算装置 21 と、この演算装置 21 から出力される表示用信号により高度な色再現がなされた画像を表示するディスプレイ 22 と、を有し、さらに、特に図示はしないが上記ネットワーク 3 に接続するためのネットワークインタフェース等も備えて構成されている。

なお、上記撮影装置 1 と処理装置 2 とは、有線により接続されていても良いし、例えば Bluetooth や無線 LAN などの無線により接続されていても構わないし、あるいは一体に構成されていても良い。

図 3 は、CCD 8 の分光感度特性および LED 6 a ~ 6 f の発光スペクトルと、これら両方による分光特性と、を示す線図である。

発光素子である上記第 1 LED 6 a ~ 第 6 LED 6 f は、図 3 (A) に示すように、それぞれ異なる独立した発光スペクトルを有したのとなっていて、曲線 f L1 により示される第 1 LED 6 a の光は例えばやや紫がかった青、曲線 f L2 により示される第 1 LED 6 b の光は例えばやや緑がかった青、曲線 f L3 により示される第 1 LED 6 c の光は例えばやや青がかった緑、曲線 f L4 により示される第 1 LED 6 d の光は例えばやや黄がかった緑、曲線 f L5 により示される第 1 LED 6 e の光は例えばオレンジ、曲線 f L6 により示される第 1 LED 6 f の光は例えば赤、などとなっている。

なお、図示の例では、第 1 LED 6 a ~ 第 6 LED 6 f の各発光スペクトルは、互いに重なり合うことなく完全に分離されているが、一部が重なり合うような

発光スペクトルであっても構わない。もちろん、LEDの種類も6種類に限るものではなく、適宜の種類数のLEDの組み合わせを採用することができる。

ここに、各LEDによる照明光のスペクトル配列は、均等波長間隔（波長方向に均等な間隔で例えばピークが並ぶもの）、均等波長比間隔（波長方向に一定の比率間隔でピーク等が並ぶもの）、特定目的用の特定配列（特定の目的に沿って波長方向に特定の配列でピーク等が並ぶもの）、特定波長色通信設定（特定波長を基本波長として通信波長位置にピーク等が並ぶもの）、特定偏光色配置（波長方向に沿って並ぶピークで表される各光が特定方向に偏光しているもの）、可視域外光配置（波長方向に沿って並ぶピークで表される光が可視域外の領域にも達しているもの）等の何れであっても採用することが可能であり、使用目的に最も合致するものを選ぶようにすると良い。

また、ここでは、発光素子として、軽量、小型、かつ比較的安価で入手容易でありながら高輝度の半導体発光素子であるLEDを用いているが、これに限らず、例えばLD（レーザダイオード）等の半導体レーザーやその他の発光素子を用いることも可能である。

一方、上記CCD8は、本実施形態においては、モノクロタイプのCCDを使用しており、そのセンサ感度は、図3（A）の曲線fSに示すように可視光域をほぼカバーするようなものとなっている。なお、ここでは撮像素子としてモノクロタイプのCCDを用いているが、これに限るものではなく、後述する実施形態において述べるようにカラータイプのCCDを用いても良いし、CCDに限らずCMOSタイプやその他の各種の撮像素子を広く使用することが可能である。

そして、上記第1LED6a～第6LED6fによって照明された被写体の像をこのCCD8により受光するときの分光感度特性は、例えば図3（B）に示す曲線fSL1～fSL6のようになっている。このようなトータルの分光感度特性の波長による相異は、後段で電氣的に処理されたり、あるいは撮影装置1に係る入力プロファイルなどとして補正されたりすることになる。

また、図2はLEDの配置例や構成例を示す図である。

図2（A）は、6種類の色で構成される上記第1LED6a～第6LED6fを、リング状に順次3セット（各色3個ずつ）配置した例を示している。なお

、図示の配置順は一例を示したのみであり、これに限らず、逆順やランダム配置などの任意の配列を広く適用することが可能である。

次に、図2（B）は、リング状に発光部6Aを複数配置して、かつ、各発光部6A内に6種類の原色を包含するように上記第1LED6a～第6LED6fを配置した例を示している。なお、図示の例では、1つの発光部6A内に6原色の全てを配置しているが、これに限らず、3原色ずつを配置するなどの6原色が複数の発光部6Aに分かれるようにしても構わない。

さらに、図2（C）は、上記第1LED6a～第6LED6fのそれぞれにファイババンドル6Bの一端側6Ba～6Bfを接続し、他端側6Bgをリング状に形成したものである。これにより、LED6a～6fから発光された照明光は、バンドルファイバ端6Ba～6Bfに入射する。バンドルファイバ端は複数のさらに細いファイバから構成されており、バンドルファイバの射出部6Bgでは各LEDからのこれら細いファイバは互いに混ぜ合わされてリング状の均一な光源として被写体に照射され、被写体による全反射の影響を低減することができる。

なお、LEDの配置は、図2に示したような例に限らず、CCD8による撮像に支障を来すことのない限りは、リング状配置、十字状配置、矩形状配置、ランダム配置などの適宜の配置を採用することが可能である。

次に、この撮影装置1では、2種類の画像取得モードがあることについて説明する。

上述したように、この撮影装置1は、通常のRGB画像としての動画と、高度な色再現を可能とする6原色の被写体分光画像としての静止画と、を撮像することができるようになっており、動画はモニタ用画像取得モードにおいて、静止画は分光画像取得モードにおいて、それぞれ撮像されるようになっている。

これら2つのモードは、上記操作スイッチ14に含まれている押下式のボタンスイッチでなる撮影ボタン14a（図16参照）を押すことにより切り替えられるように構成されている。

すなわち、まず、電源スイッチをオンにするなどによりモニタ用画像取得モードが自動的に設定され、被写体像が動画としてLEDモニタ16上に表示される

。この状態で、分光画像を撮影したい被写体部分を探して、撮影装置 1 の位置決めを行う。こうして、撮影したい被写体部分が撮像範囲内に入って位置決めがなされたところで、上記撮影ボタン 14 a（図 16 参照）を押すことにより、分光画像取得モードに切り替って被写体分光画像が静止画として取得される。

被写体分光画像が取得された後は、再びモニタ用画像取得モードに復帰して、次に分光画像を取得したい被写体部分を探すことができるような構成となっている。

なお、図示はしないが、別途の設定を行うことにより、取得した分光画像を用いた色再現表示や分光画像を解析した結果の表示などを、分光画像の取得直後に該 LCD モニタ 16、あるいは上記ディスプレイ 22 に行うことも可能となっている。

次に、図 4 から図 6 を参照して、画像処理システムにおける分光画像取得モードの動作について説明する。図 4 は 6 バンド分光画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート、図 5 は 6 バンド分光画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャート、図 6 は 6 バンド分光画像取得における各フレームのバンド特性を示す線図である。

撮影ボタン 14 a（図 16 参照）が押されることによりモニタ用画像取得モードから分光画像取得モードに切り替わると、分光画像の撮像を開始するか否かを判断する（ステップ S1）。撮影ボタン 14 a の押圧により直ちに分光画像の撮像が開始される場合にはこの判断動作を行わなくても構わないが、撮影ボタン 14 a が例えば 2 段式の押圧ボタンで構成されていて、1 段目の半押し状態で焦点調節や露光量調節等を行い、2 段目の全押し状態で露光を開始する場合には、このステップ S1 において 2 段目が押圧されたか否かを判断する。

次に、変数  $n$  に 1 を設定して（ステップ S2）、第  $n$  LED を点灯させる（ステップ S3）。ここでは  $n = 1$  に設定されているために、第 1 LED 6 a を点灯させることになる。第 1 LED 6 a による照明光は、筐体 5 の投射口 5 a を介して被写体に照射される。このときに、当て付け部 4 が被写体の表面に柔軟に当て付いて外光の侵入を防いでいるために、被写体には第 1 LED 6 a からの照明光



のみが投射されることになる。被写体からの反射光は、撮像光学系 7 により CCD 8 の表面に結像される。

この第 1 LED 6 a の点灯が開始された後に、CCD 8 による撮像、より詳しくは電荷の蓄積、を開始する（図 5 参照）（ステップ S 4）。

CCD 8 による撮像が終了したら、その後に第 1 LED 6 a を消灯し（ステップ S 5）、CCD 8 から画像データを読み出して、上記 A/D 変換器 9 によりデジタルデータに変換させ、バス 10 を介してメモリ 11 内の所定の記憶領域（第 n メモリ：ここでは第 1 メモリ）に記憶させる（ステップ S 6）。6 バンド分光画像を撮像する場合には、メモリ 11 内に第 1 メモリから第 6 メモリまでの記憶領域が設けられており、これらの記憶領域に各分光画像が順次格納されるようになってい

る。その後、n をインクリメントする（ステップ S 7）。ここでは n が 1 から 2 にインクリメントされることになる。

n が 7 以上になったか否かを判断して（ステップ S 8）、ここではまだ 2 であるために上記ステップ S 3 に戻り、第 2 LED 6 b を点灯して上述したようなステップ S 3 からステップ S 7 までの動作を行う。

このようにして、n = 6 のときに第 6 LED 6 f を点灯してステップ S 6 までの動作を終了すると、図 6 に示すようなバンド特性の 6 バンド分光画像が取得され、メモリ 11 に保存されたことになる。そして、ステップ S 7 で n = 7 にインクリメントされるために、ステップ S 8 の判断において n が 7 に達したとして、この 6 バンド分光画像取得の動作を終了する。

なお、図示しないが、発光素子（LED）と撮像素子（CCD）による画像取得タイミングは、前述に限らず、撮像素子の画像取得開始後に発光素子を点灯し、発光素子の消灯後に撮像素子による画像取得を終了する、などでも同等である。

次に、図 7 から図 9 を参照して、画像処理システムにおけるモニタ用画像取得モードの動作について説明する。図 7 はモニタ用画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート、図 8 はモニタ用画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミン

グチャート、図 9 はモニタ用画像取得における各フレームのバンド特性を示す線図である。

このモニタ用画像取得モードは、第 1 LED 6 a ～第 6 LED 6 f による 6 原色の照明光から、青 (B) の範疇に相当する第 1 LED 6 a および第 2 LED 6 b を発光させる状態と、緑 (G) の範疇に相当する第 3 LED 6 c および第 4 LED 6 d を発光させる状態と、赤 (R) の範疇に相当する第 5 LED 6 e および第 6 LED 6 f を発光させる状態と、を順次取らせることにより、RGB 画像を面順次式で動画像として取得するモードとなっている。

なお、ここでは、一般の RGB 画像用を想定して発光原色を選定しているが、これに限らず、特殊な用途等に応じた他の発光原色の選定も行うことが可能である。

電源スイッチがオンされることによりモニタ用画像取得モードが設定されるか、あるいは分光画像取得モードが終了することによりモニタ用画像取得モードに復帰すると、モニタ用画像の撮像を開始するのを待機する (ステップ S 11)。

ここでは直ちに撮像が開始され、変数  $n$  に 1 を設定して (ステップ S 12)、第  $n$  LED および第  $n+1$  LED を点灯させる (ステップ S 13)。ここでは  $n=1$  に設定されているために、第 1 LED 6 a および第 2 LED 6 b を点灯させることになる。

これら第 1 LED 6 a および第 2 LED 6 b の点灯が開始された後に、CCD 8 による撮像を開始する (図 8 参照) (ステップ S 14)。

CCD 8 による撮像が終了したら、その後に第 1 LED 6 a および第 2 LED 6 b を消灯し (ステップ S 15)、CCD 8 から画像データを読み出して、上記 A/D 変換器 9 によりデジタルデータに変換させ、バス 10 を介してメモリ 11 内の所定の記憶領域 (第  $n$  メモリ : ここでは第 1 メモリ) に記憶させる (ステップ S 16)。

その後、 $n$  を 2 だけ増加させる (ステップ S 17)。ここでは  $n$  が 1 から 3 に増加されることになる。

$n$  が 7 以上になったか否かを判断して (ステップ S 18)、ここではまだ 3 であるために上記ステップ S 13 に戻り、第 3 LED 6 c および第 4 LED 6 d を

点灯して、上述したようなステップS 1 3からステップS 1 7までの動作を行う。

これにより $n=5$ となっており、さらに上記ステップS 1 3に戻って第5 LED 6 eおよび第6 LED 6 fを点灯してステップS 1 6までの動作を終了すると、図9に示すようなバンド特性のRGB画像がB, G, Rの順に取得され、メモリ11の第1メモリ、第3メモリ、第5メモリに各保存されたことになる。そして、ステップS 1 7で $n=7$ にインクリメントされるために、ステップS 1 8の判断において $n$ が7に達したと判断される。

こうして、RGB画像を取得した後に、上記ステップS 1 1に戻って、次のRGB画像を取得するかを判断する。モニタ用画像取得モードが引き続いて設定されている場合には、次のRGB画像の取得を行い、これを連続的に繰り返すことで、RGB動画像を得ることができる。

なお、図示しないが、発光素子(LED)と撮像素子(CCD)による画像取得タイミングは、前述に限らず、撮像素子の画像取得開始後に発光素子を点灯し、発光素子の消灯後に撮像素子による画像取得を終了する、などでも同等である。

このようにしてメモリ11に記憶された画像データは、その後に読み出されてモニタ表示用の画像信号に変換され、モニタI/F15を介してLCDモニタ16に出力されて表示される。また、この画像処理システムの設定を変更することにより、処理装置2のディスプレイ22に表示することも可能となっている。

なお、ここでは照度を確保するために、6原色のLEDを2つずつに分けて3つの素子群、つまりR素子群、G素子群、B素子群でなるグループを構成したが、これに限らず、例えば、B(青)については第1 LED 6 aを、G(緑)については第3 LED 6 cを、R(赤)については第5 LED 6 eをそれぞれ発光させる、各1色の発光を行うようにしても良い。このときには、これらのLEDの分光特性が、RGB発光に適するようなものを選定するようにすると良い。

さらに、単一あるいは複数の特定の原色のLEDのみを点灯して、モノクロモニタ画像を取得することにより、モニタ表示を高速に行うことも可能である。

図10は、6原色のLEDが各3つずつ設けられているときの点灯のさせ方の

例を示す図である。

発光モードとしては、全てのLEDを点灯する場合、1つの原色の1つのLEDのみを単一点灯する場合、1つの原色について3つのLEDを点灯させる単一原色点灯の場合、6原色のLEDを各1個ずつ点灯させる場合、18個でなる6原色のLEDの内の例えば青（B）に属する6個のLEDを点灯させる場合、18個でなる6原色のLEDの内の例えば緑（G）に属する6個のLEDを点灯させる場合、18個でなる6原色のLEDの内の例えば赤（R）に属する6個のLEDを点灯させる場合、18個でなる6原色のLEDの内の例えば青（B）に属する3個のLEDを点灯させる場合、18個でなる6原色のLEDの内の例えば緑（G）に属する3個のLEDを点灯させる場合、18個でなる6原色のLEDの内の例えば赤（R）に属する3個のLEDを点灯させる場合、などが例として挙げられる。こうして、色毎にまとめた素子群を同時に発光させたり、位置毎にまとめた素子群を同時に発光させたりすることができるようになっている。

なお、本実施形態の撮影装置1は、被写体を撮像するときに、接触で行うことも非接触で行うことも何れも可能であるが、画像を正確に色再現するためには、この撮影装置1以外から発生する光の影響を受けることのないようにする必要がある。

従って、非接触で被写体を撮像する場合には、外光照明を消灯する必要がある。

また、塗装面、皮膚面、近接画像などの接触で撮影を行うことができる被写体の場合には、上述したように、略円筒状に形成された当て付け部4を被写体に柔軟に当て付けることができるために（図1参照）、遮光性を確保することが可能となる。

当て付け部4は、接触式である場合に用いるものであるために、被写体が人体である場合などには細菌汚染や汚れなどを防ぐ衛生の観点から、また、被写体が塗装板などである場合には汚れが転写するのを防止する観点などから、図11に示すように、着脱可能でディスプレイブルな部材となっている。図11は、筐体5の投射口5aに対して着脱可能に構成された当て付け部4を示す斜視図である。

この当て付け部 4 は、被写体が高温または低温のものである場合に向けて断熱素材により形成したり、被写体が静電気を帯びる性質のものであったり導電性を有する電気関連のものであったりする場合に向けて絶縁性素材により形成したり、被写体が溶液が浸漬しているものである場合に向けて防溶液性の素材により形成しかつ照明光を投影し反射光を受光するためのガラス窓などを形成したりすることが可能である。当て付け部 4 は着脱可能な単体の部品であるために、このような各種の素材で種々の形状に形成するのを容易に行うことができる。さらに、被写体の表面を肉眼で観察するために、当て付け部 4 に開閉可能な観察用窓等を設けることも容易に可能である。

なお、本実施形態において、LED により発光される複数の原色の内の、特定の一または複数の原色を用いることによって、特定用途の検査や判別に利用することも可能である。

続いて、処理装置 2 における色再現について説明する。

上述したような撮影装置 1 における撮像動作によりメモリ 1 1 内に記録された被写体分光画像は、外部 I/F 1 7 を介して処理装置 2 に送信され、該処理装置 2 に内蔵される画像メモリ部 3 2（図 1 2 参照）に記録されて、所定のソフトウェアによって動作する演算装置 2 1 により、色再現や画像処理が行われるようになっている。その処理結果は、該処理装置 2 のディスプレイ 2 2 に表示されるか、あるいは上記 LCD モニタ 1 6 に転送されて表示される。

図 1 2 は、処理装置 2 におけるディスプレイ 2 2 に表示するための色再現を行う構成を示すブロック図である。

この処理装置 2 は、撮影装置 1 から入力される被写体分光画像が上記第 1 LED 6 a ～第 6 LED 6 f の何れにより照明されたものであるかに応じて画像メモリ部 3 2 内の記憶領域を振り分ける画像振り分け部 3 1 と、この画像振り分け部 3 1 により振り分けられた被写体分光画像をそれぞれ記憶する記憶領域である第 1 メモリ 3 2 a ～第 6 メモリ 3 2 f を備えた画像メモリ部 3 2 と、この画像メモリ部 3 2 に記憶された被写体分光画像を読み出してディスプレイ 2 2 において高度に色再現された画像を表示するためのディスプレイ画像データを算出し出力する色再現演算部 3 3 と、を有し、これらは例えば図 1 に示した演算装置 2 1 に含

まれていて、さらに、上記色再現演算部 33 から出力されるディスプレイ画像データに基づき高度に色再現された画像を表示する上記ディスプレイ 22 を有して構成されている。

上記色再現演算部 33 は、撮影装置 1 に関するプロファイルを記憶する入力プロフィール記憶部 33b と、上記画像メモリ部 32 の第 1 メモリ 32a ～ 第 6 メモリ 32f に記憶された被写体分光画像を読み出して上記入力プロフィール記憶部 33b に記憶されている入力プロフィールと内部に設定された所定の等色関数とを用いて推定演算を行うことにより XYZ 三刺激値の画像データを生成する XYZ 推定演算部 33a と、上記ディスプレイ 22 に関するプロファイルを記憶するディスプレイプロフィール記憶部 33d と、上記 XYZ 推定演算部 33a により推定された XYZ 三刺激値の画像データと上記ディスプレイプロフィール記憶部 33d に記憶されているディスプレイプロフィールとを用いて演算を行うことにより上記ディスプレイ 22 に出力するためのディスプレイ画像データを生成するディスプレイ値変換部 33c と、を有して構成されている。

上記入力プロフィール記憶部 33b に記憶されている入力プロフィールは、例えば特開 2000-341499 号公報に記載されているようなものであって、撮像に用いた CCD の分光感度を含む撮影装置 1 の特性や設定（画像入力装置）、被写体を撮影するときの照明光のスペクトルデータ（撮影照明光情報）、生成した被写体画像を観察するディスプレイ 22 が設置されている場所の照明光のスペクトルデータ（観察照明光情報）、撮影した被写体の分光反射率の統計的性質等の情報（被写体特性情報）、等の情報に基づき算出されたものである。

図 14 は、処理装置 2 において入力プロフィールを生成する構成例を示すブロック図である。

上記入力プロフィールは、図 14 に示すように、撮影装置 1 から取得した各データ等に基づき処理装置 2 において生成するようにしても良い。

撮影装置 1 において取得されるデータとしては、照明光スペクトルデータ、カメラ特性データ、被写体特性データなどが例として挙げられる。

上記照明スペクトルデータは、例えば被写体を撮像するときの照明に関するスペクトルデータであり、接触式である場合には撮影装置 1 に内蔵した各 LED

a～6 f のスペクトルデータとなる。非接触式の場合には、さらに、被写体を撮影する場合の外部照明のスペクトルデータなども含むことになる。

上記カメラ特性データは、フォーカス値などを含む撮影光学系 7 の特性、CCD 8 の撮像特性、シャッタ速度、絞り値、などの諸特性を含んで構成されている。

上記被写体特性は、被写体が例えば歯、皮膚、塗料などである場合の分光統計データ等で構成されていて、高精度な入力プロファイルを作成するために、操作スイッチ 14 などに被写体指定操作部を設けて、被写体を指定するための被写体指定信号を入力するようにしても良い。

これらのデータに基づいて入力プロファイルを生成する処理装置 2 の構成は、図 14 に示すように、上記照明スペクトルデータ、カメラ特性データ、被写体特性データを読み込んで演算を行うことにより入力プロファイルを生成する入力プロファイル演算部 33 e と、この入力プロファイル演算部 33 e により生成された入力プロファイルを記憶する上記入力プロファイル記憶部 33 b と、を有して構成されている。

このような構成により、処理装置に接続される撮影装置 1 を異なる個体、機種などのものに変更（撮影光学系 7 の変更等）したり、撮影を行う環境照明が変化したり、撮影対象となる被写体を様々に変化させたりしても、適応的に、高度な色再現を行うことが可能となる。

また、上記ディスプレイプロファイル記憶部 33 d に記憶されているディスプレイプロファイルは、ディスプレイ 22 の表示原色値（例えばディスプレイ 22 が RGB モニタである場合には RGB 原色値）の色度値、ディスプレイ 22 のトーンカーブ、等の情報に基づき算出されたものである。なお、ディスプレイは、特開 2000-338950 号公報に記載されているような多原色の色再現システムを用いても構わない。

また、図 13 は、取得された被写体分光画像に基づき被写体に関する画像判別を行うための構成例を示すブロック図である。

上記画像メモリ部 32 の第 1～第 6 メモリ 32 a～32 f に記憶された被写体分光画像は、画像判別演算部 34 により読み出されて被写体に関する画像判別が

行われ、その判別結果が出力されて上記ディスプレイ 22 に表示されるようになっている。また、画像の判別演算がネットワークを介して行われ、結果が LCD モニタ 16 に表示されるように構成されていても構わない。

上記画像判別演算部 34 は、被写体に関する各種の分類／判定／診断などを行うための判別関数を記憶する判別関数記憶部 34b と、上記画像メモリ部 32 の第 1～第 6 メモリ 32a～32f に記憶された 6 枚の被写体分光画像の全部またはその内から選択される 1 枚以上の被写体分光画像を、この判別関数を用いて演算することにより判別結果を算出し上記ディスプレイ 22 に表示するための判別結果表示用画像データを生成する判別演算部 34a と、を有して構成されている。

なお、上記判別関数は、この画像処理システムをどのような用途に用いるかによって、種々の置き換えを行うことが可能である。従って、上記判別関数記憶部 34b を、書き換え可能または追記可能な記憶媒体により構成して、用途に応じて使用する判別関数を書き加え、あるいは書き換えるようにすると良い。このような判別関数の具体的な例としては、特開平 7-120324 号公報に記載されたような処理を行う関数を例に挙げることができる。

この図 13 に示す画像判別演算部 34 は、上記図 12 に示した色再現演算部 33 に代えて処理装置 2 に備えさせるようにしても良い。あるいは、図 12 に示した色再現演算部 33 とともに該処理装置 2 内に設けて、これらにより処理を並列して同時に行わせたり、または、必要なものだけを選択的に切り替えて処理を行わせるようにしても構わない。

次に、図 15 は、撮影装置 1 の LCD モニタ 16 における表示例を示す図である。

LCD モニタ 16 は、例えば図 15 (A) に示すように、撮影装置 1 の筐体 5 の背面側の、把持部 5b の上部に配設されていて、図 15 (B) や図 15 (C) に示すような画像を表示するようになっている。なお、ここでは、手を被写体として撮像している例を示している。

まず、図 15 (B) は、上記モニタ用画像取得モードにより撮像された動画像を表示しているときの様子を示しており、これにより、LED モニタ 16 がファ



インダとしての機能を果たすようになっている。

次に、図 15 (C) は、例えば上記画像判別演算部 34 による被写体画像の判別結果を表示している様子を示している。ここでは、被写体の ID 番号（例えば医療分野の診断支援システムにおける患者番号など）と、画像判別により得られた数値解析結果のグラフ（例えば治療経過など）と、が表示されている。LCD モニタ 16 には、これらに限らず、色再現画像、患者カルテ、各種データ、図表などの、種々の情報を表示することが可能となっている。

こうして、上記 LCD モニタ 16 は、撮影部位を選択するときのファインダとして機能したり、色再現結果や分類／判定／診断などの結果を表示するときのモニタとして機能したりするようになっている。

一方、処理装置 2 のディスプレイ 22 は、ハンディタイプの撮影装置 1 に設けられた LCD モニタ 16 よりも大面積で高精細なタイプのものである場合が多いために、該処理装置 2 において目的に応じて実行される処理ソフトウェアの、起動表示、条件設定表示、被写体 ID などの情報を入力するための GUI 表示や、患者の経歴表示、前回情報等の被写体情報表示、処理結果表示などを行うようにしても良い。

上記ネットワーク 3 には、例えば外部データベースが接続されており、この外部データベースから被写体情報を処理装置 2 に取得したり、あるいは、処理装置 2 において行った処理結果を外部データベースへ格納するなどを行うようにしても良い。このときには、セキュリティを確保するために、処理装置 2 と外部システムとをネットワーク 3 を介して接続する際に相互認証を行ったり、被写体データにセキュリティレベルを設けてレベルに応じた認証を行ったりするように構成することも可能である。

次に、図 16 は、画像処理システムを使用するときの様子の一例を示す図である。

上記撮影装置 1 は、軽量小型となるように構成されており、例えば片手で把持部 5b を把持して、撮像系が設けられた筐体 5 の先端側を、当て付け部 4 を介して被写体の撮影対象部位に当てることにより、撮像を行うことができるようになっている。

上記当て付け部 4 は、上述したように、着脱可能でディスプレイ部材となっていて、外部からの光が被写体の撮影対象部位に当たるのを遮蔽している。

上記把持部 5 b の上部、例えば人差指で操作可能な位置に、上記操作スイッチ 1 4 に含まれる撮影ボタン 1 4 a が設けられており、上記 LCD モニタ 1 6 で撮影しようとする部位を特定した後に、この撮影ボタン 1 4 a を押下することにより、上述したようにモニタ用画像取得モードから分光画像取得モードに移行して、分光画像の撮像が行われるようになっている。

取得された分光画像は、処理装置 2 においてデータ処理が行われディスプレイ 2 2 に表示されるが、必要に応じて設定等を行うことにより、撮影装置 1 の LCD モニタ 1 6 に処理装置 2 における処理結果を表示するようにしても良いのは上述した通りである。

なお、この図 1 6 に示す例においては、処理装置 2 を、ディスプレイ付きのノート型のパーソナルコンピュータとして図示している。このような場合には、ノート型のパーソナルコンピュータに備えられている RS-232C、USB、IEEE1394 などのインターフェース (I/F) を介して、上記ネットワーク 3 に接続するようにすると良い。

このような第 1 の実施形態によれば、画像処理システムの撮影装置内に可視光域において各異なる分光分布を有する 6 種類の LED を設けて、外光を遮断しながらこれらを発光させることにより、被写体分光画像を撮像することができる。このとき、光源として LED 等の小型軽量の半導体発光素子を用いているために、撮影装置を小型化することができ、ハンディタイプのものを作成することも可能となる。

また、処理装置によって処理を行うことにより、高度に色再現された画像をディスプレイに表示することが可能となる。

さらに、LED の発光順序や発光させる LED を指定することにより、通常の RGB 動画像を始めとして、種々の目的に用いる画像を撮像することが可能となる。

加えて、モノクロ CCD を用いているために、コストをやや低減することができるとともに、各色の画像データが欠落画素を生じさせることなく 1 画面ずつ取

得されるために、補間処理を省略することが可能となる。

図 17 から図 20 は本発明の第 2 の実施形態を示したものであり、図 17 は画像処理システムの構成を示すブロック図、図 18 はフルモードと読み出し 2 倍速モードとにおける読み出しの様子を示すタイミングチャート、図 19 は 2/4 ライン 2 倍速モードと 2/8 ライン 4 倍速モードとにおける読み出されるラインの様子を示す図、図 20 は撮影モードを設定する際の動作を示すフローチャートである。

この第 2 の実施形態において、上述の第 1 の実施形態と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

この第 2 の実施形態は、上述した第 1 の実施形態を基本構成として、さらに、前面にカラーフィルタアレイ (CFA) 19 を備えたカラー CCD からの画像読み出し速度を調整することができるように構成したものである。

画像読み出し速度は表示速度に関連しており、表示速度を読み出し速度以上に速くすることはできない。

一般的に、画像をモニタする場合には、30 画像/秒程度以上の表示間隔が望ましいが、原色数  $N$  が増加するとそれに伴って比例的に表示間隔が長くなり、ちらつき状態が生じたり、あるいは各原色画像所得時間差による大きな画像位置ずれが生じたりすることがある。

従って、本実施形態は、表示間隔が長くなるのを回避して、読み出し原色数  $N$  によることなく表示間隔を一定にするために、図 17 に示すように、カメラ制御 I/F 12A により CCD 8A からの画像読み出し速度を調整するようにしたものである。

図 20 を参照して、撮影モードを設定する際の動作について説明する。

操作スイッチ 14 から撮影モードを選択する操作入力があると (ステップ S 21)、CPU 18 がそれを検出して、メモリ 11 内の記録エリアの一部に、設定する撮影モードやそれに関連する情報等を記録するとともに (ステップ S 22)、カメラ制御 I/F 12A に撮影モードを変更するように制御を行わせる命令を発行する (ステップ S 23)。

カメラ制御 I / F 1 2 A は、この指令を受けて、CCD 8 A の駆動を制御し、撮影モードを変更するようになっている。このときには、カメラ制御 I / F 1 2 は、CCD 8 A の動作に連動させて LED ドライバ 1 3 を制御することにより、各 LED 6 a ~ 6 f の発光量も合わせて調整するようになっている。

この撮影装置 1 において設定可能な撮影モードは、例えば、次のようになっている。

- (1) フルモード
- (2) 読み出し 2 倍速モード
- (3) 2 / 4 ライン 2 倍速モード
- (4) 2 / 8 ライン 4 倍速モード
- (5) 2 / 1 6 ライン 8 倍速モード
- (6) 第 1 の中央部走査モード
- (7) 第 2 の中央部走査モード
- (8) 第 3 の中央部走査モード
- (9) 第 4 の中央部走査モード
- (10) 第 1 の中央部高速走査モード
- (11) 第 2 の中央部高速走査モード

「フルモード」は、図 1 8 (A) に示すように、CCD 8 A の全走査ラインの全画素について通常で速度で順次読み出しを行っていく通常モードである。なお、ここでは第 1 LED 6 a、第 3 LED 6 c、第 5 LED 6 e を同時に発光させるフレームと、第 2 LED 6 b、第 4 LED 6 d、第 6 LED 6 f を同時に発光させるフレームと、により各フレームが構成されているが、このような発光により 6 原色画像を取り込む手段については、後の第 3 の実施形態で説明する。

「読み出し速度 2 倍速モード」は、図 1 8 (A) に示す通常モードに対して、図 1 8 (B) に示すように、CCD 8 A の全走査ラインの全画素について通常の 2 倍の速度で順次読み出しを行っていくモードとなっている。なお、ここでは 2 倍速の読み出しを例に挙げたが、これに限らず適宜の倍数でも良いし、さらには可変倍としても構わない。

「2 / 4 ライン 2 倍速モード」は、4 ライン毎に 2 ラインのみを走査すること

により、1フレームを読み出すのに要する時間を半分にするものであり、垂直方向の分解能は半分になるものの、全有効エリアの画像を取得することが可能となっている。

「2/8ライン4倍速モード」は、さらに、8ライン毎に2ラインのみを走査することにより、1フレームを読み出すのに要する時間を通常モードの1/4にするものである。

「2/16ライン8倍速モード」は、同様に、16ライン毎に2ラインのみを走査することにより、1フレームを読み出すのに要する時間を通常モードの1/8にするものである。

「第1の中央部走査モード」は、図19（A）に示すように、全走査ラインのライン数をSとしたときに、有効エリアの内の、中央部のS/2ラインの部分のみを走査することにより、1フレームを読み出すのに要する時間を半分にするのである。

「第2の中央部走査モード」は、図19（B）に示すように、全走査ラインのライン数をSとしたときに、有効エリアの内の、中央部のS/4ラインの部分のみを走査することにより、1フレームを読み出すのに要する時間を1/4にするものである。

「第3の中央部走査モード」は、同様に、有効エリアの内の、中央部のS/8ラインの部分のみを走査することにより、1フレームを読み出すのに要する時間を1/8にするものである。

「第4の中央部走査モード」は、同様に、有効エリアの内の、中央部のS/16ラインの部分のみを走査することにより、1フレームを読み出すのに要する時間を1/16にするものである。

「第1の中央部高速走査モード」は、上記図19（A）に示したような、有効エリアの内の中央部のS/2ラインの部分のみを、通常の2倍の速度で走査することにより、1フレームを読み出すのに要する時間を1/4にするものである。

「第2の中央部高速走査モード」は、上記図19（B）に示したような、有効エリアの内の中央部のS/4ラインの部分のみを、通常の2倍の速度で走査することにより、1フレームを読み出すのに要する時間を1/8にするものである。

これらに限らず、さらに他の手段による高速スキャンを行うことも可能であり、上記を含めて以下のようにまとめることができる。

まず第1は、単純なスキャン速度の高速化である。これは、例えば、読み出し開始を指示するトリガー信号のタイミングを調整することにより行うことができる。例えば、1フレームの表示時間を $1/30$ 秒とする例では、各原色(N原色とする)の読み出し時間が $1/30/N$ となるようにトリガー信号のタイミングを設定することにより達成される。

第2に、間引きスキャンによる高速化である。上記第1の高速化手段では、撮像素子によって高速化に限界が生じる。これに対して、この間引きを行う場合には、画質は低下するものの、安定した走査を行って高速化を図ることができるために、フレームレートが下がることはなく、表示にちらつきを生じさせることがない。この間引きの例としては、上述したような、ライン単位で一定周期、または一定範囲で間引く手段以外に、画素単位で間引くことも可能であり、撮像素子がXYアドレス型のものである場合には、きめ細かく所望の画素のみを読み出すことも可能となる。

第3に、原色に応じてフレームレートを異ならせることによる高速化である。通常のRGBカラーフィルタ等を備えたCCDにおいても、輝度信号に近い緑(G)の画素は、赤(R)や青(B)の画素の2倍の数だけ配設されていることが多い。このような点を考慮して、6原色の内の緑(G)に近いフレームは、それ以外の色のフレームの2倍の数だけ読み出すようにすることが考えられる。もちろん、これに限らず、使用目的に応じて、特定の原色のフレームを多く読み出すようにしたり、必要度に応じて読み出すレートを段階的に異ならせたりすると良い。

このような第2の実施形態によれば、上述した第1の実施形態とほぼ同様の効果を奏するとともに、読み出し速度を変更することにより、一定の表示速度を確保することが可能となり、高度な色再現時にも動きが自然な動画像を表示することが可能となる。

図21から図36は本発明の第3の実施形態を示したものであり、図21は画像処理システムの構成を示すブロック図、図22は画像処理システムを使用する

ときの様子の一例を示す図である。この第3の実施形態において、上述の第1、第2の実施形態と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

この第3の実施形態は、上述した第1の実施形態を基本構成として、さらに、CCDの撮像面上に3バンドのカラーフィルタレイを配設した構成としたものである。

すなわち、図21や図22に示すように、撮影装置1は、撮像光学系7により被写体像が結像される光路上のCCD8の近傍に、例えばRGB3バンドのカラーフィルタレイ（図中、CFAと省略する。）19が配設されていて、撮像素子部としていわゆる単板式のカラー撮像素子が構成されている。

図23は、LED6a～6fの発光スペクトルとカラーフィルタレイ19を通したCCD8の分光感度特性とを示す線図である。

第1の実施形態においても示したような、曲線fL1～fL6により示される6原色LEDの発光スペクトルに対して、カラーフィルタレイ19の透過率分布とCCD8の受光感度分布とにより得られるトータルの分光感度特性は、図示の曲線fSB、fSG、fSRとなっている。

これらの内の青色カラーフィルタに該当する分光バンド域を示す曲線fSBは曲線fL1、fL2の2つを包含して第1LED6aと第2LED6bの発光による光を感受することができ、緑色カラーフィルタに該当する分光バンド域を示す曲線fSGは曲線fL3、fL4の2つを包含して第3LED6cと第4LED6dの発光による光を感受することができ、赤色カラーフィルタに該当する分光バンド域を示す曲線fSRは曲線fL5、fL6の2つを包含して第5LED6eと第6LED6fの発光による光を感受することができるように構成されている。

ただし、トータルの分光感度特性が互いに独立して分離している必要はなく、周辺部分において互いに一部が重なり合うようになっていても構わない。さらに、第1の実施形態と同様に、第1LED6a～第6LED6fの各発光スペクトルも、一部が重なり合うような発光スペクトルであっても構わない。もちろん、LEDの種類も6種類に限るものではなく、適宜の種類数のLEDの組み合わせを採用することができるのも同様である。

次に、画像を取得するときの動作について説明する。

この画像処理システムにおいては、上述した第1の実施形態と同様に、画像を取得する際に、モニタ用画像取得モードと分光画像取得モードとを切り替えて行うようになっている。

図24、図26、図27を参照して、分光画像取得モードの動作について説明する。図24は6バンドの分光画像を生成するときのフレーム毎の分光画像の分光特性を示す線図、図26は6バンド分光画像取得における各LEDの発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート、図27は6バンド分光画像取得における各LEDの発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャートである。

第1の実施形態において説明したように、撮影ボタン14aが押下されて分光画像取得モードに切り替わると、分光画像の撮像を開始する判断を行う（ステップS31）。

ここで分光画像の撮像が開始されると、フレームNの画像の取り込みを行って、その後にフレームN+1の画像の取り込みを行う。

まず、フレームNの画像の取り込みが開始されると、第1LED6a、第3LED6c、第5LED6eを同時に点灯させ（図24（A）参照）（ステップS32）、点灯が開始された後にCCD8による撮像を開始する（図27参照）（ステップS33）。

CCD8による撮像が終了したら、CCD8から画像データを読み出して、上記A/D変換器9によりデジタルデータに変換させ、バス10を介してメモリ11内の所定の記憶領域（フレームメモリ）に記憶させる（ステップS34）。

そして、該フレームメモリに記憶された各画像データを、原色毎に分類して、該メモリ11内の所定の記憶領域（第1、第3、第5メモリ）に記憶させる（ステップS35）。

その後に各LED6a、6c、6eを消灯することで（ステップS36）、フレームNの画像取り込みが終了する。

次のフレームN+1の画像の取り込みは、点灯させるLEDや撮像した画像データを転送するメモリ領域が異なるだけで、基本的にはフレームNの画像の取り



込みと同様である。

すなわち、第2LED6b、第4LED6d、第6LED6fを同時に点灯させ(図24(B)参照)(ステップS37)、点灯が開始された後に、CCD8による撮像を開始する(図27参照)(ステップS38)。

CCD8による撮像が終了したら、CCD8から画像データを読み出して、上記A/D変換器9によりデジタルデータに変換させ、バス10を介してメモリ11内の所定の記憶領域(フレームメモリ)に記憶させる(ステップS39)。

そして、該フレームメモリに記憶された各画像データを、原色毎に分類して、該メモリ11内の所定の記憶領域(第2、第4、第6メモリ)に記憶させる(ステップS40)。

その後に各LED6b、6d、6fを消灯することで(ステップS41)、フレームN+1の画像取り込みが終了する。

なお、図示しないが、発光素子(LED)と撮像素子(CCD)による画像取得タイミングは、前述に限らず、撮像素子の画像取得開始後に発光素子を点灯し、発光素子の消灯後に撮像素子による画像取得を終了する、などでも同等である。

また、上記ステップS35やステップS40において第1～第6メモリに記憶された各原色の画像は、カラーフィルタアレイ19の原色配列に応じた画素の欠落が生じているために、必要に応じて、撮影装置1または処理装置2において補間処理が行われることになる。

こうしてメモリ11に記憶された6バンドの被写体分光画像は、処理装置2に送られて、処理プログラムにより色再現や画像処理が行われる。この処理結果は、他の処理プログラムによってディスプレイ22に表示されるか、または撮影装置1に転送されてLCDモニタ16に表示される。

次に、図25、図28、図29を参照して、モニタ用画像取得モードの動作について説明する。図25はモニタ用画像を生成するときのフレーム毎の分光画像の分光特性を示す線図、図28はモニタ用画像取得における各LEDの発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート、図29はモニタ用画像取得における各LEDの発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチ

ャートである。

なお、本実施形態においても上述した各実施形態と同様に、一般のRGB画像用を想定して、第1LED6aおよび第2LED6bが青（B）の範疇に相当し、第3LED6cおよび第4LED6dが緑（G）の範疇に相当し、第5LED6eおよび第6LED6fが赤（R）の範疇に相当するように、各発光原色の選定を行っている。

電源スイッチがオンされることによりモニタ用画像取得モードが設定されるか、あるいは分光画像取得モードが終了することによりモニタ用画像取得モードに復帰すると、モニタ用画像の撮像を開始するのを待機する（ステップS51）。

ここでは直ちに撮像が開始され、全てのLED6a～6fを点灯させる（図25参照）（ステップS52）。全LED6a～6fの点灯が開始された後に、CCD8による撮像を開始する（図29参照）（ステップS53）。

CCD8による撮像が終了したら、その後に全LED6a～6fを消灯し（ステップS54）、CCD8から画像データを読み出して、上記A/D変換器9によりデジタルデータに変換させ、バス10を介してメモリ11内の所定の記憶領域（第1、第3、第5メモリ）に記憶させる（ステップS55）。

モニタ用画像取得モードが設定されている間は、上記ステップS51に戻ってこのような動作を繰り返すことにより、動画像を取得するようになっている。

このようにして得られた画像は、モニタ用の画像データに変換されて、モニタI/F15を介してLCDモニタ16に表示される。このときには、設定によって、処理装置2のディスプレイ22にモニタ用画像を表示することもできるようになっている。

なお、図29に示したタイミングチャートでは、CCD8による撮像毎にLED6a～6fの全点灯と全消灯を行って消費電力の低減を図っているが、モニタ用画像取得モードが設定されている間は、LED6a～6fを連続的に点灯させるようにしても構わない。

また、図示しないが、発光素子（LED）と撮像素子（CCD）による画像取得タイミングは、前述に限らず、撮像素子の画像取得開始後に発光素子を点灯し、発光素子の消灯後に撮像素子による画像取得を終了する、などでも同等である

。なお、モニタ画像取得方法として、本実施形態における6バンドの分光画像取得モードを連続させることにより、6バンドの分光画像の第1と第2バンドのメモリ加算、第3と第4バンドのメモリ加算、第5と第6バンドのメモリ加算を同時に行うことによってモニタ画像を生成することも可能である。この場合は、撮影部アルゴリズムを変えることなくメモリ加算を行うだけでモニタ画像を生成することができる。これは、連続した分光画像測定時のモニタ方法として有効である。

次に、図30から図36は、この第3の実施形態の変形例を示しており、図30は8バンドの分光画像を生成するときのLEDの発光スペクトルとカラーフィルタアレイを通したCCDの分光感度特性とを示す線図である。

この変形例は、カラーフィルタアレイ19を介したCCD8によるRGBの検出バンド同士の間にもたがうような発光分光特性のLEDを設けることにより、LEDは6原色（6バンド）の発光を行うだけであるのに、検出としては8バンドの出力を得られるようにしたものである。

すなわち、図30（A）に示すように、カラーフィルタアレイ19の透過率分布とCCD8の受光感度分布とにより得られるトータルの分光感度特性を示す曲線fSB、fSG、fSRに対して、各LED6a～6fによる発光の分光特性（各々曲線fL1'～fL6'で示す）は、次のようになっている。

まず、青色カラーフィルタに該当する分光バンド域を示す曲線fSB内には、曲線fL1'、fL2'の2つが包含されていて、曲線fL3'も一部が包含されている。

。緑色カラーフィルタに該当する分光バンド域を示す曲線fSG内には、曲線fL4'が包含されていて、さらに、上記曲線fL3'の一部と、曲線fL5'の一部と、が包含されている。

赤色カラーフィルタに該当する分光バンド域を示す曲線fSR内には、曲線fL6'が包含されていて、さらに、上記曲線fL5'の一部が包含されている。

こうして、第3LED6cによる発光の分光特性（曲線fL3'）は青色カラーフィルタのバンドと緑色カラーフィルタのバンドとにまたがり、第5LED6e

による発光の分光特性（曲線 f L5'）は緑色カラーフィルタのバンドと赤色カラーフィルタのバンドとにまたがるように構成されている。

このような構成により、各 L E D 6 a ～ 6 f により発光された光をカラーフィルタアレイ 1 9 を介して C C D 8 により受光したときのトータルの分光感度特性は、図 3 0（B）に示すように、曲線 f S L 1'（曲線 f L 1' および曲線 f S B による）、曲線 f S L 2'（曲線 f L 2' および曲線 f S B による）、曲線 f S L 3'（曲線 f L 3' および曲線 f S B による）、曲線 f S L 4'（曲線 f L 3' および曲線 f S G による）、曲線 f S L 5'（曲線 f L 4' および曲線 f S G による）、曲線 f S L 6'（曲線 f L 5' および曲線 f S G による）、曲線 f S L 7'（曲線 f L 5' および曲線 f S R による）、曲線 f S L 8'（曲線 f L 6' および曲線 f S R による）の合計 8 バンドとなる。

次に、図 3 1 から図 3 3 を参照して、8 バンドの分光画像を取得する動作について説明する。図 3 1 は 8 バンドの分光画像を生成するときのフレーム毎の分光画像の分光特性を示す線図、図 3 2 は 8 バンド分光画像取得における各 L E D の発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート、図 3 3 は 8 バンド分光画像取得における各 L E D の発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャートである。

なお、この変形例においては、8 バンドの分光画像を撮像するために、メモリ 1 1 にはこれらに各対応して第 1 ～ 第 8 メモリの記憶領域が設けられている。

撮影ボタン 1 4 a が押下されて分光画像取得モードに切り替わると、分光画像の撮像を開始する判断を行う（ステップ S 6 1）。

分光画像の撮像が開始されると、まず、図 3 1（A）に示すようなフレーム N の画像の取り込み動作が開始され、第 1 L E D 6 a と第 4 L E D 6 d とを同時に点灯させ（ステップ S 6 2）、点灯が開始された後に、C C D 8 による撮像を開始する（図 3 3 参照）（ステップ S 6 3）。

C C D 8 による撮像が終了したら、その後に L E D 6 a、6 d を消灯し（ステップ S 6 4）、C C D 8 から画像データを読み出して、上記 A/D 変換器 9 によりデジタルデータに変換させ、バス 1 0 を介してメモリ 1 1 内の所定の記憶領域（第 1、第 2 メモリ）に記憶させる（ステップ S 6 5）。これにより、フレーム N の画像取り込み動作（2 バンドの被写体分光画像の取得）が終了する。

次に、図 3 1 (B) に示すようなフレーム N+1 の画像の取り込み動作が開始され、第 2 LED 6 b と第 5 LED 6 e とを同時に点灯させ (ステップ S 6 6)、点灯が開始された後に、CCD 8 による撮像を開始する (図 3 3 参照) (ステップ S 6 7)。

CCD 8 による撮像が終了したら、その後に LED 6 b, 6 e を消灯し (ステップ S 6 8)、CCD 8 から画像データを読み出して、上記メモリ 1 1 内の所定の記憶領域 (第 3, 第 4, 第 5 メモリ) に記憶させる (ステップ S 6 9)。これにより、フレーム N+1 の画像取り込み動作 (3 バンドの被写体分光画像の取得) が終了する。

さらに、図 3 1 (C) に示すようなフレーム N+2 の画像の取り込み動作が開始され、第 3 LED 6 c と第 6 LED 6 f とを同時に点灯させ (ステップ S 7 0)、点灯が開始された後に、CCD 8 による撮像を開始する (図 3 3 参照) (ステップ S 7 1)。

CCD 8 による撮像が終了したら、その後に LED 6 c, 6 f を消灯し (ステップ S 7 2)、CCD 8 から画像データを読み出して、上記メモリ 1 1 内の所定の記憶領域 (第 6, 第 7, 第 8 メモリ) に記憶させる (ステップ S 7 3)。これにより、フレーム N+2 の画像取り込み動作 (3 バンドの被写体分光画像の取得) が終了する。

分光画像を動的に連続して取り込む場合には、このようなフレーム N からフレーム N+2 までの動作を繰り返して行うことになる。

なお、図示しないが、発光素子 (LED) と撮像素子 (CCD) による画像取得タイミングは、前述に限らず、撮像素子の画像取得開始後に発光素子を点灯し、発光素子の消灯後に撮像素子による画像取得を終了する、などでも同等である。

こうしてメモリ 1 1 に記憶された 6 バンドの被写体分光画像は、処理装置 2 に送られて、処理プログラムにより色再現や画像処理が行われる。この処理結果は、他の処理プログラムによってディスプレイ 2 2 に表示されるか、または撮影装置 1 に転送されて LCD モニタ 1 6 に表示される。

続いて、図 3 4 から図 3 6 を参照して、モニタ用画像を取得する動作について

説明する。図 3 4 はモニタ用画像を生成するときのフレーム毎の分光画像の分光特性を示す線図、図 3 5 はモニタ用画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作を示すフローチャート、図 3 6 はモニタ用画像取得における各 LED の発光と撮像素子の画像取得との動作の様子を示すタイミングチャートである。

電源スイッチがオンされることによりモニタ用画像取得モードが設定されるか、あるいは分光画像取得モードが終了することによりモニタ用画像取得モードに復帰すると、モニタ用画像の撮像を開始するのを待機する（ステップ S 8 1）。

ここでは直ちに撮像が開始され、全ての LED 6 a ~ 6 f を点灯させる（図 3 4 参照）（ステップ S 8 2）。全 LED 6 a ~ 6 f の点灯が開始された後に、CCD 8 による撮像を開始する（図 3 6 参照）（ステップ S 8 3）。

CCD 8 による撮像が終了したら、その後に全 LED 6 a ~ 6 f を消灯し（ステップ S 8 4）、CCD 8 から画像データを読み出して、上記 A/D 変換器 9 によりデジタルデータに変換させ、バス 1 0 を介してメモリ 1 1 内の所定の記憶領域に記憶させる（ステップ S 8 5）。

ここでは、CCD 8 による撮像毎に LED 6 a ~ 6 f の全点灯と全消灯とを行って消費電力の低減を図っているが、上記図 2 9 において説明したのと同様に、モニタ用画像取得モードが設定されている間は、LED 6 a ~ 6 f を連続的に点灯させるようにしても構わない。

なお、図示しないが、発光素子（LED）と撮像素子（CCD）による画像取得タイミングは、前述に限らず、撮像素子の画像取得開始後に発光素子を点灯し、発光素子の消灯後に撮像素子による画像取得を終了する、などでも同等である。

その後、モニタ用画像取得モードが解除されるまで、上記ステップ S 8 1 に戻って、上述したような動作を繰り返して行うことにより、動画像用の画像データを連続的に取得するようになっている。

このようにして得られた画像は、モニタ用の画像データに変換されて、モニタ I/F 1 5 を介して LCD モニタ 1 6 に表示される。このときには、設定によって、処理装置 2 のディスプレイ 2 2 にモニタ用画像を表示することもできるよう

になっている。

なお、上述では、撮像素子として、3バンドのカラーフィルタアレイとの組み合わせによる単板撮像素子を例に挙げたが、これに限らず、入射光を複数の波長帯域の光に分離する分光ミラーや分光プリズム等の分光部と、この分光部により分光された複数の波長帯域の光を撮像する複数の撮像素子と、を有して構成される3板式の3バンド撮像素子であっても良いし、あるいは2板式の撮像素子であっても構わない。さらに、カラーフィルタとしては、RGB3バンドによる原色系フィルタに限るものではなく、補色系フィルタのものであってももちろん構わない。

また、上述では6バンドの発光スペクトルのLEDから8バンドの被写体分光画像データを取得しているが、これに限らず、組み合わせにより任意の被写体分光画像データを取得するようにしても良い。例えば、光源として第3LEDと第5LEDのみ、すなわち2バンドの光源のみであっても、図31にfSL3'、fSL4'、fSL6'、fSL7'で示すように、4バンドの被写体分光画像を得ることができる。この他、様々な組み合わせが可能である。

このような第3の実施形態によれば、上述した第1、第2の実施形態とほぼ同様の効果を奏するとともに、カラー撮像素子を用いることにより、被写体分光画像を取得するのに必要な撮像回数を減少させることができ、高度な色再現の動画像などもより容易に実現可能となる。

さらに、LEDの発光スペクトルが、カラー撮像素子による受光の分光感度分布にまたがるように構成することにより、6バンドの発光スペクトルのLEDを用いながら、8バンドの被写体分光画像データを取得することが可能となる。

図37から図42は本発明の第4の実施形態を示したものであり、図37は画像処理システムの構成を示すブロック図である。この第4の実施形態において、上述の第1から第3の実施形態と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

この第4の実施形態は、上述した第3の実施形態を基本構成として、さらに、スペクトル検出センサを付加した構成としたものである。

すなわち、図37に示すように、画像処理システムの撮影装置1は、光のスペ

クトル分布を検出するスペクトル検出センサ４１と、このスペクトル検出センサ４１へ検出光を導入するプロープ４２と、上記スペクトル検出センサ４１からの出力をデジタル信号に変換するとともに処理して出力するセンサＩ／Ｆ４３と、被写体特性を記憶する被写体特性メモリ４４と、カメラ特性を記憶するカメラ特性メモリ４５と、を図２１に示した第３の実施形態の構成に加えてさらに有して構成されている。

上記スペクトル検出センサ４１は、第１ＬＥＤ６ａ～第６ＬＥＤ６ｆを用いてＣＣＤ８により６バンド分光画像を取得する構成とは異なり、光を画像として取り込むのではなくスペクトルのみを検出するものである。

このスペクトル検出センサ４１は、光検出範囲が可視光域全域（３８０ｎｍ～８００ｎｍ）をカバーするものとなっていて、グレーティング方式により検出を行い、分解能は５ｎｍである。従って、詳細なスペクトルデータを取得することが可能となっている。なお、ここではグレーティング方式のスペクトル検出センサを例に挙げているが、それ以外の方式のものであっても構わない。

上記プロープ４２は、例えばフレキシブルな光ファイバ（または光ファイババンドル）を使用しているが、これに限らず、検出光を導光することができるようなものであれば、広く使用することが可能である。

このような構成を用いて、被写体からの光を検出すると該被写体の光スペクトルを検出することができる一方で、被写体の代わりに標準白色板を置くことにより、照明光のスペクトル特性を測定することも可能となる。

より詳しくは、上記当て付け部４等を用いて外部の照明光を遮断し、第１ＬＥＤ６ａ～第６ＬＥＤ６ｆを順次発光させて検出することにより、各ＬＥＤ６ａ～６ｆのスペクトル特性を測定することができる。これにより、これらの発光素子自体の劣化や、温度等の環境変化によるスペクトル特性の変化を検出することができる。ひいては、特性の変化を反映した照明スペクトルのプロファイルを得ることができるために、より正確な高色再現を実現することが可能となる。

さらに、外部の照明光を検出して、環境照明光のスペクトル特性を測定することも可能である。

次に、図３８は、スペクトル検出センサを複数配設した画像処理システムを使



用するときの様子の一例を示す図である。

この図38には、スペクトル検出センサのより具体的な配設例を示して、ここでは2つのスペクトル検出センサ、すなわち、第1のスペクトル検出センサ47と第2のスペクトル検出センサ46とが用いられている。

第1のスペクトル検出センサ47は、被写体部分の分光スペクトルを検出するために配設されたものであり、プローブとなる光ファイバ49の先端が、第1LED6a～第6LED6fの近傍の、筐体5の投射口5aを介して被写体光を入射することができる位置に配設されている。

この第1のスペクトル検出センサ47は、上述したように、被写体の代わりに標準白色板を配することにより、第1LED6a～第6LED6fの照明スペクトルを検出するのに用いることができるとともに、後述するように先端にレンズ等を配設することにより、被写体のスポット（特定部分）の分光反射スペクトルを直接的に取得することも可能となっている。

これにより、第1のスペクトル検出センサ47を用いて、自動車の塗装色、建物の塗装色、食料品の分光特性、衣料品の染色などのスペクトルデータを直接取得すれば、それぞれの検査や確認のためのデータとして利用することが可能となる。

また、第2のスペクトル検出センサ46は、被写体がおかれた環境の照明光スペクトルを検出することができるように設けられたものであり、プローブとなる光ファイバ48の先端が、筐体5の外面に露呈するとともに、その先端を覆うように白色で半透過性を有する積分球48cが取り付けられている。この第2のスペクトル検出センサ46を用いることにより、撮影装置1から離間した位置にある被写体を、太陽光や室内光のみで撮影するときの照明スペクトルを取得することが可能となる。これにより、被写体像の撮影と同時に、そのときの環境照明光に係る照明スペクトルのプロファイルを作成することが可能であるために、環境照明光が変化したとしてもそれに対応して、リアルタイムな高色再現を自動的に行うことができる。

さらに、撮影装置1の周辺環境光のスペクトルを検出して、撮影装置1自体に内蔵するLEDのスペクトルと比較することにより、周辺環境光とLED光との

何れを用いて撮像を行うかを適応的に切り替えることも可能となる。例えば、R G Bの動画像を撮像するときには周辺環境光を用いることが可能であるために、この場合には内蔵するLEDを発光させないことにより、消費電力の低減を図ることなども可能となる。

図39は、スペクトル検出センサ41の構成例を示す断面図である。

上記プローブ42は、入射端42aから光を入射して、出射端42bから出射するものである。

スペクトル検出センサ41は、箱体41aと、この箱体41aの一端部に開口して設けられていて上記プローブ42の出射端42bから出射される光をスリット光として入射するための入射光スリット41bと、上記箱体41aの内部に配設されていて上記入射光スリット41bから入射したスリット光を波長に応じて分光し異なる方向に反射して集光させるグレーティング41cと、上記箱体41aに取り付けられていて上記グレーティング41cにより波長に応じて異なる位置に集光される光を受光してその強度に応じた信号を出力するフォトダイオードアレイ41dと、を有して構成されている。

これにより、フォトダイオードアレイ41dは、受光位置に応じて異なる波長の光を光電変換し、強度に応じた信号を出力することになる。

上記センサI/F43は、このフォトダイオードアレイ41dから出力されるアナログ信号をデジタル信号に変換するためのA/D変換器43aを有して構成されていて、変換後のデジタル信号を上記バス10を介してCPU18等へ出力するようになっている。CPU18は、このデジタル信号を各波長の強度を示すスペクトル情報として受けて、解析等を行うようになっている。

図40は、スペクトル検出センサ47に接続される光ファイバ49の入射端49aの様子を示す断面図である。なお、この図40においては、撮像光学系7等の図示を省略している。

光ファイバ49の入射端49aには、ある角度範囲からの光が入射するようになっている。図示の例では、筐体5の投射口5aを介して入射する、撮影対象である被写体表面からの反射光が、上記入射端49aに到達するように設置されている。

この図 4 0 に示す構成は、上述したような、被写体として標準白色板を用い、LED 照明のスペクトルを検出して経年変化による色の変化情報を取得するなどに用いることができるものである。

また、図 4 1 は、スペクトル検出センサ 4 7 に接続される光ファイバ 4 9 の入射端 4 9 a の近傍にセンサ用光学系 4 9 c を配設した構成例を示す断面図である。なお、この図 4 1 においても、撮像光学系 7 等の図示を省略している。

この図 4 1 に示すように、スペクトル検出センサ 4 7 に接続される光ファイバ 4 9 の入射端 4 9 a にレンズ等であるセンサ用光学系 4 9 c を設けることにより、入射端 4 9 a へ入射する光束を被写体のある範囲からの光に制限することができる。これにより、上述したように、被写体の特定位置のスペクトルを高い波長分解能で測定することが可能となる。

図 4 2 は、環境光取得用に設けられたスペクトル検出センサ 4 6 に接続される光ファイバ 4 8 の入射端 4 8 a の様子を示す断面図である。なお、この図 4 2 においても、撮像光学系 7 等の図示を省略している。

上述したように、入力用の光ファイバ 4 8 の入射端 4 8 a は、筐体 5 の外面に露呈しており、この入射端 4 8 a を取り囲むように、白色で半透過性を有する積分球 4 8 c が取り付けられている。

このような構成において、環境照明光がこの積分球 4 8 c に照射されると、拡散して透過され、光ファイバ 4 8 の入射端 4 8 a から入射する。この入射光は、該光ファイバ 4 8 により伝達されて、スペクトル検出センサ 4 6 によりスペクトルの測定が行われる。

このような第 4 の実施形態によれば、上述した第 1 から第 3 の実施形態とほぼ同様の効果を奏するとともに、スペクトル検出センサを設けることにより、被写体光のスペクトル分布を得ることができるとともに、LED のスペクトル分布を取得して、よりリアルタイムで正確な色再現を行うことも可能となる。

また、センサ用光学系を用いることにより、被写体の特定部分のスペクトル分布を取得することも可能となる。このセンサ用光学系は、上述したように、例えば 5 nm の分解能をもつものとなっているために、被写体の特定部位について、より詳細なスペクトルデータを取得することが可能となり、より精密な診断や判

定を行うことができる。

さらに、環境照明光のスペクトルを検出することもできるために、環境照明光に係る照明スペクトルのプロファイルをリアルタイムに取得することも可能となる。

次に、本発明の第5の実施形態の画像処理システムについて説明する。

図43は、本発明の第5の実施形態の画像処理システムである歯科用画像処理システムのシステム構成図である。図44は上記歯科用画像処理システムに適用される撮影装置のブロック構成図である。

本第5の実施形態の歯科用画像処理システム50は、義歯、差し歯等の製作に際して患者59の歯の分光画像情報を取得し、高精度の色再現を行い、その分光画像情報をネットワーク3により歯科技工所55と情報交換を行うことにより、審美としてのホワイトニング処理を可能とするシステムである。

本実施形態の歯科用画像処理システム50は、図43に示すように患者の歯の分光画像およびモニタ画像の画像データを取得するための画像撮影部である撮影装置（ハンドヘルドマルチスペクトルスコープ、HMSC）1Aと、画像メモリを有し、上記撮影装置1Aで得られた画像データを演算、管理するための画像処理部である処理装置2Aと、カメラ撮影操作のためのタッチパネル式入力操作装置53と、色再現状態を表示するためのキャリブレーションモニタ54と、上記処理装置2Aと歯科技工所（通信装置）55とを結ぶネットワーク3と、歯科技工所55に備えられる陶材配合比計算データベース56とを有してなる。

上記撮影装置1Aにおいては、それぞれ異なる分光分布特性を有する複数のLEDからなるLED群6Xを光源として、その光源により照明される被写体像（この場合、患者59の歯の像）が撮影光学系7を介して取り込まれ、撮像素子であるCCD8によって撮像信号に変換され、メモリ11に画像データとして記憶される。その画像データは、外部I/F17を介して処理装置2Aの画像メモリに転送される。この撮影装置1Aの構成は、前記第1乃至第4の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置1（図1、図17、図21、図37）と略同様の構成を有しており、図44ではそれらの同一構成要素に同一の符号を付して示されている。

上記処理装置 2 A は、図 4 4 に示すように画像処理部であって、前記第 1 の実施形態等の画像処理システムの画像処理部 2 に適用したものと同様の演算装置 2 1 およびディスプレイ装置 2 2 とに加えてさらに、歯科用ファイリングシステム 2 3 とを有してなる。

上記演算装置 2 1 は、撮影装置 1 A により取り込まれた分光画像データ等に基づいて被写体の色再現演算処理や画像判定演算処理（定量的判定）を行う。上記画像判定演算処理で例えば、患者の歯の白さの等級判定や色あい判別、皮膚表面の皮溝や皮丘の相関、エントロピー解析等が行われる。なお、この演算装置 2 1 は、前記第 1 の実施形態の画像処理システムに適用された処理装置 2 A の演算装置 2 1 と同様の構成、機能を有している。

上記歯科用ファイリングシステム 2 3 は、患者の歯の漂白前後の数値管理や漂白頻度や義歯陶材配合計算結果のデータファイリングを行うシステムであって、画像ファイリングソフトウェアを内蔵している。なお、上記ファイリングシステム 2 3 の所定のメモリ部には、上記撮影装置 1 で操作スイッチ 1 4 の操作により撮影された画像データが上記画像ファイリングソフトウェアの所定箇所に記録され、取り込まれる。

次に、上述した構成を有する本実施形態の歯科用画像処理システム 5 0 による処理動作について説明する。

歯科医院において上記歯科用画像処理システム 5 0 を適用して患者 5 9 の歯の色に合った義歯を製作する際、まず、患者 5 9 の歯の白さや色合いが測定される。患者 5 9 は、固定台 5 8 に顎部を載せて頭部を固定状態とする。上記固定台 5 8 には、撮影装置 5 1 が取り付けられている。ディスプレイの遮光性を備えた当て付け部 4 を患者 5 9 の口に当て付けて口内の義歯を入れようとしている歯部周辺を撮影装置 1 により撮影可能な状態とする。なお、上述のように撮影装置 5 1 を固定することにより撮影時の被写体位置のずれが防止できる。

タッチパネル式入力操作装置 5 3 を操作することにより撮影装置 1 の LED 群 6 X の発光モードを選択指定する。この発光モードは、例えば、LED 群 6 X を単一の色原色の LED 毎に順次点灯させるモードや、LED を選択して点灯させるモードや、全 LED を同時に点灯させるモード等がある。その発光モードにより

分光画像取得モード、モニタ画像取得モードの指定、あるいは、分光画像取得モードにおける分光バンド数の指定がなされる。

その後、入力操作装置 53 を操作して LED 群 6X の点灯を開始させる。この操作は、撮影装置 1 の操作スイッチ 14 で行うこともできる。

上記分光画像取得モードが選択されている場合、LED 群 6X の点灯により患者 59 の歯の被写体像信号が CCD 8 を介して取り込まれ、分光画像データとしてメモリ 11 に記憶される。上記分光画像データは、処理装置 2 に転送され、色再現演算部 33 (図 12) において XYZ 推定演算が行われる。その演算結果による患者 59 の歯の高精度の色再現画像がディスプレイ 22、または、キャリブレーションモニタ 54 に表示される。

また、モニタ用画像取得モードが選択されている場合には、通常の表示画像がディスプレイ 22 に表示される。なお、上記分光画像取得モードとこのモニタ用画像取得モードとは、入力操作装置 53 により切り換え可能である。

さらに、上記分光画像データに基づいて処理装置 2A の画像判別演算部 34 (図 13) において判別演算が行われ、患者 59 の歯の色の濃淡に関する等級データが求められる。この等級データは、歯の色の濃淡を比較するためのシェードガイド上の等級であり、その値は、キャリブレーションモニタ 54 に表示される。また、処理装置 2A では、上記等級データに基づいて義歯の陶材配合計算が行われ、義歯陶材配合データが求められる。

患者 59 の歯に関する上記色再現画像データおよび歯の色の濃淡に関する等級データである検査データと、義歯陶材配合データとは、ネットワーク 3 を介して歯科技工所 55 のコンピュータ部に転送される。

上記歯科技工所 55 では、上記検査データと義歯陶材配合データに基づいて陶材配合比計算データベース 56 より具体的な陶材配合比が検索される。その陶材配合比に基づいて義歯が製作される。製作された義歯は、上記歯科医院に配送され、患者 59 に手渡されることになる。

上記治療過程において、患者 59 に対して入力操作装置 53 を介してキャリブレーションモニタ 54 に歯の色に関するデータや色再現画像を表示して、患者 59 に治療の過程を示し、了解をとることができる。

なお、この歯科用画像処理システム５０は、患者５９の義歯を製作する以外にも歯の漂白治療にも適用できる。すなわち、漂白処理前後の状態の患者５９の歯を上記撮影装置１Ａにより撮影し、上述した画像演算処理を行うことによって、漂白結果を示す上記色再現画像データおよび歯の色の濃淡に関する等級データが求められる。この漂白治療前後の数値データは、キャリブレーションモニタ５４に表示され、患者５９に対するインフォームドコンセントによる治療が可能になる。さらに、経時変化や漂白頻度による治療過程における色再現画像データや上記等級データの変化のビジュアルで確認することが可能である。また、上記治療過程でのデータを蓄積していくことも可能である。

本第５の実施形態の歯科用画像処理システム５０を適用した場合、上記処理装置２Ａで求められた上記高精度色再現画像や上記等級データは、通常の室内光の影響を受けることのない再現性のよい画像データ、または、等級データが得られるので、従来のシェードガイドによる比較データを適用した場合のように個人差がなく、環境光の影響を受けることなく、さらに、使用するカメラやフィルムにより左右されることもない。また、治療の過程をキャリブレーションモニタ５４で観察することができるので、患者５９に対するインフォームドコンセントによる治療が可能になる。

また、入力操作装置５３としてタッチパネル式のを適用し、さらに、撮影装置１Ａの撮影部先端に装着する当て付け部４をディスプレイとすることによって、院内感染等を未然に回避することができる。

上述した歯科用画像処理システム５０は、歯科用以外にも適用可能である。例えば、皮膚科システムに適用した場合、治療中の皮膚の状態を撮影し、より正確な色再現画像データを得ることができ、照明によるばらつきのない皮膚の状態の変化を記録していくことができる。また、肌診断システムに適用することも可能であり、通常の標準照明下における肌の色の正確な再現を可能とし、さらには特殊な照明下で肌の状態も再現可能である。

次に、本発明の第６の実施形態である画像処理システムについて、図４５～図４８を用いて説明する。

なお、図４５は、本実施形態の画像処理システムの構成を示す図である。図４

6 は、上記画像処理システムのブロック構成図である。図 4 7、図 4 8 は、上記画像処理システムの撮影装置における撮影処理のフローチャートであり、上記図 4 7 は、撮影待機処理ルーチンのフローチャートを示し、上記図 4 8 は、撮影ルーチンのフローチャートを示す。

本実施形態の画像処理システムは、図 4 5、図 4 6 に示すように画像撮影部であって、LED 照明光、または、ストロボ照明光による撮影が可能な撮影装置 1 B と、画像メモリを有し、上記撮影装置 1 B で撮影された分光画像信号から高精度色再現画像データを求めるための画像処理部である処理装置 2 B とを有してなる。

上記撮影装置 1 B は、前記第 4 実施形態の画像処理システムに適用したカラー CCD、照明光センサが組み込まれた前記撮影装置 1（図 3 8）と同様の構成、機能を有しており、さらに、外部ストロボ装置であるストロボ発光装置 6 5 が着脱可能である。なお、図 4 6 には、撮影装置 1 B の各構成要素で上記撮影装置 1 と同一のものは、同一符号で示される。

上記処理装置 2 B は、前記第 4 実施形態の画像処理システムに適用した処理装置 2 と同様の構成、機能を有している。

上記撮影装置 1 B では、接近した被写体に対しては、内蔵の LED 照明により撮影が可能であるが、被写体までの距離が数 cm～数 m 程度の場合、上記内蔵 LED 照明光が届かなくなるので、そのときは、ストロボ発光装置 6 5 を装着し、ストロボ発光管を発光させることによって撮影を行うことができる。

撮影装置 1 B の装置本体を構成する筐体 5 の前方部に上記ストロボ発光装置 6 5 は装着可能となっているが、上記ストロボ発光装置 6 5 が装着されない状態では、積分球 4 8 c が外部に露出しているので撮影装置 1 B に内蔵されるスペクトル検出センサ 4 6 によって、環境光のスペクトル検出が行われる。また、上記ストロボ発光装置 6 5 が装着された状態では、ストロボ光の一部が積分球 4 8 c に導光されるのでスペクトル検出センサ 4 6 によってストロボ光のスペクトル検出が行われる。

上記ストロボ発光装置 6 5 は、図 4 6 に示すように撮影装置 1 B の筐体 5 の前面部に着脱可能な装着部 6 5 a と、反射傘 6 3 と、リング状ストロボ発光管 6 2



と、発光チャージ用コンデンサを有するストロボ発光回路（図示せず）と、撮影装置 1 B 側とストロボ発光回路との電氣的接続（電源・制御信号）用接続ケーブル 6 4 とを有してなる。

なお、ストロボ発光装置 6 5 を装着後、撮影装置 1 B とストロボ発光装置 6 5 との間の電気接続は、上記接続ケーブル 6 4 によりコネクタを介して行われるが、それ以外にもストロボ装置の装着部に接続用電極部を配置して、ストロボ発光装置 6 5 を筐体 5 に装着したとき、その電極部が自動的に接続状態となる構造を採用してもよい。

上記接続ケーブル 6 4 による電氣的接続状態、あるいは、ストロボ発光装置 6 5 を筐体 5 に装着したことによる電氣的接続状態は、カメラ制御 I / F 1 2 を介して撮影装置 1 B 側 CPU 1 8 で認識され、ストロボの識別コードが検知される。そのストロボの識別コードによって現在記憶されている撮影装置のシステム構成が更新される。

上記反射傘の後方の一部が開口しており、ストロボ光を後方に導く導光路 6 6 を形成している。ストロボが発光した場合、ストロボ光の一部は、上記導光路 6 6 を通過してスペクトル検出センサ 4 6 の光ファイバ 4 8 の先端に設けられる検出部である積分球 4 8 c に入射し、スペクトル検出センサ 4 6 によりストロボ光のスペクトル成分が検出される。

次に、上述した構成を有する本第 6 の実施形態の画像処理システムの撮影装置 1 B による撮影処理動作について、図 4 7、図 4 8 のフローチャートに沿って説明する。

撮影装置 1 B によって被写体の分光画像データを取得する場合、まず、撮影装置 1 B の電源スイッチを投入する。その電源スイッチ投入により、図 4 7 の撮影準備処理ルーチンが CPU 1 8 の制御のもとでスタートする。

ステップ S 1 0 1 においてシステム構成データを CPU 1 8 が取り込み、ステップ S 1 0 2 においてパラメータ設定（初期化）がなされる。ステップ S 1 0 3 においてストロボ発光装置 6 5 が撮影装置 1 B に装着されているかどうかをチェックされる。ストロボ未装着の場合、そのまま、ステップ S 1 0 6 にジャンプするが、ストロボ装着の場合、ステップ S 1 0 4 に進む。

ステップS104においてストロボ発光回路へ電源供給がなされ、発光チャージ用コンデンサの充電が開始される。ステップS105において充電完了が確認されると、ステップS106に進み、LCDモニタ16に撮影準備完了の表示を行い、ステップS107においてLCDモニタ16をライブ画面表示状態として待機する。

続いて、撮影装置1Bの撮影ボタン14aが撮影者により押圧操作され、撮影開始指示信号が入力されると、図48の撮影処理ルーチンがCPU18の制御のもとでスタートする。

ステップS111においてストロボ装着の有無をチェックし、ストロボ非装着の場合は、ステップS116にジャンプし、ストロボ装着の場合は、ステップS112に進む。

ステップS112でCDD8の露光が開始される。さらに、ステップS113においてストロボ発光装置65のストロボ発光が開始される。そして、ステップS114においてストロボ発光光の一部が導光部66を通して積分球48cからスペクトル検出センサ46に取り込まれ、ストロボ発光光の分光スペクトルデータが取得される。所要の露光時間経過後、ステップS115において露光を終了し、本撮影処理が終了する。

一方、ステップS116にジャンプした場合、ストロボ発光装置65が未装着状態であるのでスペクトル検出センサ46により環境光の分光スペクトルデータが取得される。ステップS117においてLED群6Xが所望の前述した発光モードで点灯され、CCD8の露光が開始される。ステップS118で露光が終了すると、本撮影処理は終了する。

なお、撮影装置1Bには、図46には示されていないが前記図38に示すようなスペクトル検出センサ47が内蔵されており、そのスペクトル検出センサ47によってLED群6Xの照明光の分光スペクトルデータも同時に取得される。

上記撮影処理終了後、撮影装置1Bのメモリ11に取り込まれた撮影画像データおよび照明光分光スペクトルデータは、外部I/F17を介して処理装置2Bに転送され、そこで、上記撮影画像データに対して上記照明光分光スペクトルデータ、さらに、カメラ特性データや被写体特性データを加味して分光画像データ

が演算により求められる。

上述した本第6の実施形態の画像処理システムによれば、被写体距離が比較的遠距離であり、LED群6Xの発光光では輝度が不足する場合であってもストロボ発光装置65を撮影装置1Bに装着することによって被写体を撮影することができる。しかも、ストロボ発光毎に取得されるストロボ光の分光スペクトルデータに基づいて分光画像データが演算されるので、ストロボ発光装置65自体の発光スペースのばらつきや発光回毎のスペクトルのばらつきが補正された分光画像データに基づいた高精度の色再現が可能になる。

次に、本発明の第7の実施形態の画像処理システムについて、図49～図52を用いて説明する。

図49は、本実施形態の画像処理システムのブロック構成図である。図50(A)、図50(B)は、正反射する被写体を各色のLED光で照明したときの状態を示す図であり、図50(A)は、上記結像時の正反射する被写体と各色のLEDとCCDの配置を示し、図50(B)は、CCDに結像する正反射部分のある画像を示す図である。図51は、CCDの結像面上の各色のLEDの照明による正反射部分が存在する被写体像と、上記画像処理システムの撮影装置で上記被写体像から正反射部分を削除処理した被写体像を示す図である。図52は、上記撮影装置における正反射部分削除処理のフローチャートである。

本実施形態の画像処理システムは、図49に示すように正反射の影響のない分光画像を撮影可能である画像撮影部としての撮影装置1Cと、画像メモリを有し、上記撮影装置1Cで撮影された被写体分光画像信号から高精度色再現画像データを求めるための画像処理部である処理装置2Cとを有してなる。

上記処理装置2Cは、前記第1の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置2と同様の構成、機能を有しており、パーソナルコンピュータを用いてもよい。

上記撮影装置1Cは、図49に示すように前記第1乃至第4の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置1(図1、図17、図21、図37)と略同様の構成を有しているが、特に本撮影装置1Cにおいては、後述するように取得した正反射画像データの処理動作が行われる。なお、撮影装置1Cの各構成要素

で上記撮影装置 1 と同一ものには、同一の符号を付して説明する。

上記撮影装置 1 C では、被写体 7 1 が正反射するような光沢のある曲面を持つ被写体であった場合でもその画像データから LED 群 6 X の各 LED からの照明光による正反射した高輝度部分を削除し、正反射部分のない画像データが合成処理により求められる。以下、その画像処理について説明する。

例えば、上述した正反射する被写体 7 1 に対して、一例としてそれぞれ異なるリング状の位置に配置される LED 6 a1, 6 a2, 6 a3, 6 a4 の照明光を照射した場合、上記各 LED から同じ波長の光が発光される。それぞれ被写体 7 1 で正反射すると、CCD 8 の結像面上の異なった位置に色づいた高輝度点が結像される。すなわち、図 5 0 (B) の画像 Z 上、異なった位置に LED 6 a1, 6 a2, 6 a3, 6 a4 に対応する高輝度ポイント P a, P b, P c, P d が生じることになる。

撮影装置 1 C においては、上記正反射による高輝度ポイント P a, P b, P c, P d が正反射部削除処理により除去される。その削除処理について、図 5 1 により説明すると、まず、LED 6 a1 の発光光による被写体 7 1 の正反射像は、CCD 結像面 Z1 上で高輝度点 P a で示される。同様に LED 6 a2, 6 a3, 6 a4 の各発光光による被写体 7 1 の正反射像は、CCD 結像面 Z2, Z3, Z4 上でそれぞれ高輝度点 P b, P c, P d で示される。上記高輝度点 P a, P b, P c, P d の画素データを除いた残りの画像データを加算、または、平均化することによって正反射の高輝度部分のない補正された被写体 7 1 の分光画像データ (CCD 結像面上 Z0) が得られる。

上記正反射部削除処理について、図 5 2 のフローチャートを用いて説明する。まず、ステップ S 1 3 1 で LED 6 a1 を点灯させ、ステップ S 1 3 2 でそのときの画像データを取得する。その後、ステップ S 1 3 3 ~ S 1 3 8 において順次 LED 6 a2, LED 6 a3, LED 6 a4 を点灯させて、各 LED 発光時の各画像データを取得する。ステップ S 1 3 9 において上記各取得画像データから高輝度部分を除いた画像データを生成することによって正反射が除去された分光画像データを得る。なお、上述した例は、LED 光源が 4 つの場合を示しているが他の光源数の場合も同様に処理することができる。

本第 7 の実施形態の画像処理システムにおける撮影装置 1 C によれば、被写体

71が正反射するような被写体であったとしても取得した画像データに上述した正反射削除処理を施すことによって、正反射部分のない分光画像データを得ることができる。

次に、本発明の第8の実施形態である画像処理システムについて、図53、図54を用いて説明する。

なお、図53は、本実施形態の画像処理システムのブロック構成図であり、図54は、正反射被写体における光の反射状態を示す図である。

本実施形態の画像処理システムは、図53に示すように正反射する被写体の分光画像を撮影可能な画像撮影部としての撮影装置1Dと、上記撮影装置1Dで撮影された被写体の分光画像信号から高精度色再現画像データを求めるための画像処理部である処理装置2Dとを有してなる。

上記処理装置2Dは、前記第1の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置2と同様の構成、機能を有しており、パーソナルコンピュータを用いてもよい。

上記撮影装置1Dは、図53に示すように前記第1乃至第4の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置1（図1、図17、図21、図37）と略同様の構成を有しており、さらに、正反射光をカットするために照明光源であるLED群6Xの前面に回転可能な反射光除去手段である第1の偏光板75が配置され、CCD8の前面に反射光除去手段である第2の偏光板76が配置されている。

なお、上記撮影装置1Dの各構成要素で上記撮影装置1と同一ものには、同一の符号を付して説明する。

分光画像データを取得する場合、被写体表面の分光反射率に基づく拡散反射光を検出して分光画像データが求められる。しかし、被写体71の表面が鏡面に近い表面であった場合、図54に示すようにLED6aからの被写体71に向けて発光された照明光は、被写体表面の、例えば、点Qa、Qbにおいて拡散反射光R1、R3（図54中、短い矢印で示す）として反射するが、一部が正反射光R2、R4（図54中、長い矢印で示す）として反射する。この正反射光R2、R4は、照明光の入射角と対称方向に反射し、照明光のスペクトルと略同じスペク

トルを有している。そして、この正反射光 R2, R4 成分は、上記拡散反射光 R1, R3 成分よりも大きく、物体の分光反射率測定妨げになる。上記正反射光 R4 は、その反射方向が CCD 8 側に向いていないので影響はないが、他方の正反射光 R2 は、撮影光学系 7 を透過して CCD 8 に取り込まれ、撮影画像中、点 Qa の部分が高輝度点として撮影されてしまう。したがって、被写体 71 の表面の状態により生じる正反射光成分を取り除かなければ、適正な分光画像データを取得することができない。

そこで、本実施形態の撮影装置 1D においては、上述したように LED 群 6X の前面に第 1 の偏光板 75 を配置し、CCD 8 の前面に第 2 の偏光板 76 を配置することによって、上記正反射光成分をカットし、CCD 8 に入射しないようにしている。すなわち、上記第 1 の偏光板 75 によって LED 群 6X からの照明光を偏光させる。被写体 71 の表面で拡散反射した光は、その偏光方向が様々になるが、正反射した光は、一方向の偏光状態を維持したまま撮影光学系 7 に入射する。上記第 1 の偏光板 75 は、第 2 の偏光板 76 に対して回転調整して配置されており、上記偏光した正反射光は、第 2 の偏光板 76 で除去される。そして、拡散反射光のみが CCD 8 側に入射し、正反射による高輝度部分のない被写体像が撮影される。

上述のように本第 8 の実施形態の画像処理システムの撮影装置 1D を適用した場合、被写体 71 が光沢のある表面を有していたとしても撮影画像に正反射光による高輝度部が生じることがなく、適正な分光画像データを取得して、高精度の色再現が可能となる。

なお、上記撮影装置 1D においては、第 2 の偏光板 76 を撮影光学系 7 と CCD 8 との間に配置したが、撮影光学系 7 の前面の被写体 71 側に配置する構成を採用しても同様の効果が得られる。

次に、本発明の第 9 の実施形態である画像処理システムについて、図 55, 図 56 を用いて説明する。

なお、図 55 は、本実施形態の画像処理システムのブロック構成図であり、図 56 は、上記画像処理システムの撮影装置における CCD の前面に配置される第 2 偏光板の正面図である。

本実施形態の画像処理システムは、図 5 5 に示すように正反射する被写体の可視光および近赤外光による分光画像が撮影可能である画像撮影部としての撮影装置 1 E と、上記撮影装置 1 E で撮影された被写体の分光画像信号から高精度色再現画像データを求めるための画像処理部である処理装置 2 E とを有してなる。

上記処理装置 2 E は、前記第 1 の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置 2 と同様の構成、機能を有しており、パーソナルコンピュータを用いてもよい。

上記撮影装置 1 E は、図 5 5 に示すように前記第 1 乃至第 4 の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置 1 (図 1, 図 1 7, 図 2 1, 図 3 7) と略同様の構成を有し、さらに、上記撮影装置 1 E には、照明光源として可視光源である LED 群 6 X の他に近赤外光光源である LED 6 g が撮影光学系 7 の周囲に配置されている。また、正反射光をカットするために上記 LED 群 6 X の前面部に反射光除去手段である第 1 の偏光板 8 1 と、上記 LED 6 g の前面部に第 1 の偏光板 8 2 が配置されている。また、CCD 8 の前面部には、反射光除去手段である第 2 の偏光板 8 3 と 8 4 が装着された回転可能な偏光板ダイヤル 8 5 (図 5 6) が配置されている。

なお、上記撮影装置 1 E の構成要素で上記撮影装置 1 と同一のものには同一符号を付して、以下、異なる処理部分について説明する。

この撮影装置 1 E においては、LED 群 6 X を点灯させることにより可視光による分光画像データを取得することができ、さらに、LED 6 g を点灯させることにより近赤外光による分光画像データを取得することができる。

そのとき、被写体が光沢のある被写体 7 1 であった場合、正反射光が取り込まれて画像データに高輝度部が生じるが、この撮影装置 1 E では、可視光による被写体画像に限らず近赤外光による被写体画像に対しても上記正反射光を除去することが可能であり、いずれの場合にも高輝度部のない適正な分光画像データを取り込むことができる。

撮影装置 1 E においては、上記偏光板ダイヤル 8 5 には、可視光用の第 2 の偏光板 8 3 と近赤外光用の第 2 の偏光板 8 4 とが装着されている。

撮影装置 1 E により可視光による撮影を行う場合は、偏光板ダイヤル 8 5 を例

えば矢印D1 方向に手で回転させて、可視光用第2の偏光板83をCCD8に対向するように切り換える。上記切り換え後、撮影装置筐体外に突出している近赤外用第2の偏光板84を回転操作することにより中央の回転ローラ86を介して上記可視光用第2の偏光板83を回転させて、上記可視光用第1の偏光板81に対する調整を行う。

そこで、可視光LED群6Xを所定の発光モードにしたがって点灯させると、第1の偏光板81を透過した光が被写体71で反射され、撮影光学系7に入射する。反射光のうち拡散光成分は、第2の偏光板83を透過するが、正反射光成分は、第2の偏光板83で除去される。したがって、正反射による高輝度部のない可視光による被写体像がCCD8によって撮像信号に変換され、分光画像データとして取り込まれる。

一方、近赤外光による撮影を行う場合は、偏光板ダイヤル85を手動で回転させて近赤外用第2の偏光板84をCCD8に対向させる。そして、撮影装置筐体外に突出している可視光用第2の偏光板83を回転操作することにより中央の回転ローラ86を介して上記近赤外用第2の偏光板84を回転させ、上記近赤外用第1の偏光板82に対する調整を行う。

そこで、近赤外光LED6gを所定の発光モードにしたがって点灯させると、第1の偏光板82を透過した近赤外光が被写体71で反射され、撮影光学系7に入射する。その近赤外反射光のうち拡散光成分は、第2の偏光板84を透過するが、正反射光成分は、第2の偏光板84で除去される。したがって、正反射による高輝度部のない近赤外光による被写体像がCCD8によって撮像信号に変換され、分光画像データとして取り込まれる。

上述した本第9の実施形態の画像処理システムの撮影装置1Eによると、可視光源による撮影の他に近赤外光源による撮影を行うことが可能であり、しかも、正反射する光沢のある被写体に対しても上記双方の光源のいずれでも正反射の影響を抑えた高輝度部のない被写体画像を取り込んで分光画像データを取得することができ、高精度の色再現が可能である。

特に上記撮影装置1Eに適用される偏光板は、可視光と近赤外光とにわたる全波長で偏光特性を持つような高価な偏光板を用いる必要がなく、可視光源に対



しては、安価な可視光用第１の偏光板８１と第２の偏光板８３を適用し、近赤外光光源に対しては、近赤外光用の第１の偏光板８２と第２の偏光板８４を適用するので、部品コストを抑えることができる。

次に、本発明の第１０の実施形態である画像処理システムについて、図５７～図５９を用いて説明する。

なお、図５７は、本実施形態の画像処理システムのブロック構成図であり、図５８（Ａ）、図５８（Ｂ）は、上記画像処理システムの撮影装置におけるＬＥＤ光源によるシェーディング状態の補正前を示す図であり、図５９（Ａ）、図５９（Ｂ）は、上記画像処理システムの撮影装置におけるＬＥＤ光源によるシェーディング状態の補正後を示す図である。

本実施形態の画像処理システムは、画像撮影部としての撮影装置１Ｆと、上記撮影装置１Ｆで撮影された被写体の分光画像信号から高精度色再現画像データを求めるための画像処理部である処理装置（図示せず）とを有してなる。

上記撮影装置１Ｆは、図５７に示すように前記第１乃至第４の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置１（図１、図１７、図２１、図３７）と略同様の構成を有し、さらに、上記撮影装置１Ｆには、照明光源であるＬＥＤ群６Ｘの前面部に照明ムラを軽減する光学部材であるシェーディング補正レンズ８８が装着されている。

なお、上記撮影装置１Ｆの構成要素で上記撮影装置１と同一ものには同一符号を付して説明する。

上記撮影装置１Ｆにおいて、上記シェーディング補正レンズ８８が装着されない状態では、例えば、互いに異なる位置に配置されているＬＥＤ群６Ｘの中のＬＥＤ６ａとＬＥＤ６ｄを別々に点灯させた場合、被写体への照明状態は、図５８（Ａ）、図５８（Ｂ）に示すように画面Ｇ１の左上、と、画面Ｇ２の右上のように異なる部分が他の部分より明るく照明される。これを補正しないと画面上の各位置によって観測されるスペクトルの強度分布が異なるために正確な測定ができないという問題が生じる。

そこで、撮影装置１Ｆにおいては、上述したようにＬＥＤ群６Ｘの前面部にシェーディング補正レンズ８８を装着する。このシェーディング補正レンズ８８を

装着することによってLED 6 a、または、6 dからの照明光が調整され、図5 9 (A)、図5 9 (B)の画面G3、G4に示すようにそれぞれ明るい部分が画面中央に集まるように補正される。この照明光の補正によって光源位置による影響が軽減され、画面内の位置によるスペクトル強度分布の誤差がなくなり、正しい測定がなされる。高精度の分光画像データを取得することが可能になる。

なお、上記実施形態の撮影装置1 Fの構成を採用してもまだ照明位置に影響されるシェーディングが残る場合がある。その場合は白紙などを被写体として撮影を行い、得られた画像データを基にしてLED群6 Xの各LED毎の画面位置に対するシェーディング補正データを算出する。そして、上記各LED毎に電気的なシェーディング補正を行うようにすれば、さらに正確な補正が可能となる。

上述の例では光学的なシェーディング補正と画像処理的なシェーディング補正を併用したが、上記シェーディング補正光学系8 8を用いることなく、画像処理のみによるシェーディング補正を施しても程度の補正効果を得ることができる。

また、上記シェーディング補正光学系(レンズ)8 8に代えて拡散板を利用してシェーディング補正を行うことも可能である。

次に、本発明の第1 1の実施形態である画像処理システムについて、図6 0、図6 1を用いて説明する。

なお、図6 0は、本実施形態の画像処理システムのブロック構成図であり、図6 1は、上記画像処理システムにおける撮影装置のLED光源部の配置図である。

本実施形態の画像処理システムは、画像撮影部としての撮影装置1 Gと、撮影室となる暗室9 1と、上記撮影装置1 Gで撮影された被写体の分光画像信号から高精度色再現画像データを求めるための画像処理部である処理装置(図示せず)とを有してなる。

上記撮影装置1 Gは、図6 0に示すように前記第1乃至第4の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置1(図1、図1 7、図2 1、図3 7)と略同様の構成を有し、さらに、上記撮影装置1 Gには、暗室9 1内の照明光源との接続端子部(接点部)9 0が配設されている。なお、上記撮影装置1 Gの構成要素で上記撮影装置1等と同一の要素には同一符号を付して説明する。

また、上記処理装置も前記第 1 の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置 2 と同様の構成を有しており、パーソナルコンピュータを用いてもよい。

上記暗室 9 1 は、例えば、患者 5 9 が入れるだけのスペースを有し、外部から遮光された構造を有する。その内部に外部照明装置としての複数の照明装置 9 2 が配置されている。

上記照明装置 9 2 には、図 6 1 に示すように撮影装置 1 G に内蔵される LED 群 6 X である第 1 LED 6 a ～第 6 LED 6 f のそれぞれと同一の発光波長を有する LED 9 6 a ～LED 9 6 f がそれぞれ複数組、配されている。図中、丸印は、各 LED を示しており、その丸印の同一の模様標識のものは、同一発光波長の LED を示している。図 6 1 に示されるように上記複数組の LED 9 6 a ～LED 9 6 f は、偏ることなく均等に照明装置 9 2 内に分布されており、概ね面発光が可能な状態になる。上記 LED 9 6 a ～LED 9 6 f への電源は、接続コネクタ 9 3 を介して供給される。接続コネクタ 9 3 は、撮影装置 1 G が暗室 9 1 に装着されたとき、撮影装置 1 G 側の接続端子部 9 0 と接続状態となる。

上述のような構成を有する撮影装置 1 G により撮影を行う場合、まず、撮影装置 1 G を暗室 9 1 に装着し、照明装置 9 2 の各 LED を点灯可能状態にセットする。そして、被写体となる患者 5 9 を暗室 9 1 内に入れる。

そこで、上記照明装置 9 2 の各 LED を点灯して患者 5 9 の所要部位を撮影し、所望の分光画像データを得るが、そのときの上記照明装置 9 2 の各 LED の点灯順は、撮影装置 1 G の発光モードに従って点灯される撮影装置 1 G 内蔵の LED 群 6 X の点灯タイミングで点灯される。

上述した本第 1 1 の実施形態の画像処理システムによると、被写体サイズが大きい場合であっても環境光の影響のない状態で正確な色測定が可能であり、高精度の色再現が可能になる。また、暗室 9 1 は、撮影装置 1 のコネクタ部 9 3 を有する装着部と照明装置 9 2 とを設けるだけの簡単な装置でよく、大形の被写体を撮影することが可能な安価な画像処理システムが得られる。

上記撮影装置 1 G の撮影光学系 7 に広角の撮影光学系を適用すれば、撮影範囲が広がり、より大きな被写体、例えば、車体など大型の物品の撮影が可能とな

る。

次に、本発明の第 1 2 の実施形態である画像処理システムについて、図 6 2 のブロック構成図を用いて説明する。

本実施形態の画像処理システムは、画像撮影部としての撮影装置 1 H と、上記撮影装置 1 H で撮影された被写体の分光画像信号より高精度色再現画像データを求め、さらに、上記画像データに基づいて被写体の状態を判断するための画像処理部である処理装置 2 H とを有してなる。

上記撮影装置 1 H は、図 6 2 に示すように前記第 1 乃至第 4 の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置 1 (図 1, 図 1 7, 図 2 1, 図 3 7) と略同様の構成を有し、さらに、撮影装置 1 H には、照明光源として可視光源である複数の LED 群 6 X の他に中心波長 780nm~900nm の近赤外光源である複数の LED 6 h が撮影光学系 7 の周囲に配置されている。なお、上記撮影装置 1 H の構成要素で上記撮影装置 1 と同一のものには同一符号を付して説明する。

また、上記処理装置 2 H は、前記第 1 の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置 2 と同一のものであり、パーソナルコンピュータを用いてもよい。

上記撮影装置 1 H においては、可視光源である LED 群 6 X を所定の発光モードにより点灯した場合、可視光による分光画像データが取得される。また、近赤外光源である LED 6 h を点灯させ、被写体である患者 9 5 の体表を照射した場合、近赤外光による分光画像データが得られる。

上記近赤外光による撮影時には、上記撮影装置 1 H を近赤外光撮影モードにして LED 6 h を連続点灯させる。その状態で患者 9 5 の体表の 30 フレーム/秒の画像データを取り込み、表示を行う。その取得された画像は、LCD モニタ 1 6、および、処理装置 2 H のディスプレイ 2 2 にモノクロ画像として表示される。

上記 LED 6 h の中心波長 780nm~900nm の近赤外光は、可視光に比較して体表の深部へ到達するので、皮下の血管 9 5 a の状態が撮影できる。例えば、血流観察モードに設定した場合、上記 30 フレーム/秒の動画データにより皮下の血管 9 5 a の血流状態をディスプレイ 2 2 上で観察することができる。また、

撮影装置のLCDモニタ16上でも血流状態を直接、モノクロ画像で観察可能である。

本第12の実施形態の画像処理システムにおいて、血流状態の判定処理を自動的に行わせることも可能であり、撮影者が撮影装置1Hの操作スイッチ14を押圧操作することによって上記LED6hを所定の時間点灯させ、撮影された近赤外光による動画像データを処理装置2Hに転送する。処理装置2Hにおいて上記動画データを演算処理することにより血流状態が判別される。

なお、本第12の実施形態の画像処理システムにより上記血流状態の判別処理の他に上記血流状態の動画データを演算処理することにより脈拍数、または、心拍数を求めることも可能である。

次に、本発明の第13の実施形態である画像処理システムについて、図63のブロック構成図を用いて説明する。

本実施形態の画像処理システムは、画像撮影部としての撮影装置1Jと、上記撮影装置1Jで撮影された被写体の分光画像信号より高精度色再現画像データを求め、さらに、上記画像データに基づいて被写体の表面状態を判断するための画像処理部である処理装置2Jとを有してなる。

上記撮影装置1Jは、図63に示すように前記第1乃至第4の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置1（図1，図17，図21，図37）と略同様の構成を有し、さらに、撮影装置1Jには、照明光源として可視光源である複数のLED群6Xの他に中心波長300nm～380nmの紫外線光源である複数のLED6jが撮影光学系7の周囲に配置されている。上記撮影装置1Jの構成要素で上記撮影装置1と同一ものには同一符号を付して、以下、説明する。

なお、上記処理装置2Jは、前記第1の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置2と同一である。

上記撮影装置1Jにおいては、可視光源であるLED群6Xを所定の発光モードにより点灯した場合、可視光による分光画像データが取得される。また、紫外線光源であるLED6jを点灯させ、被写体である被検査部材98の表面98aを照射した場合、紫外線による分光画像データが得られる。

上記紫外線による撮影を行う場合、撮影装置1Jを紫外線撮影モードにしてL

LED 6 j を点灯させ、その状態で被検査部材 98 の表面 98 a の画像データを取り込み、表示を行う。その取得された画像は、LCD モニタ 16、および、処理装置 2 J のディスプレイ 22 にモノクロ画像として表示される。

上記 LED 6 j の中心波長 300 nm ~ 380 nm の紫外線は、可視光に比較して被写体表層のより浅いところで散乱反射するので、表面の細かな傷など被写体表面の状態を上記撮影画像により観察できる。

なお、上記第 12、13 の実施形態に適用する撮影装置 1 H と 1 J とを組み合わせた変形例の撮影装置を提案することができる。この変形例の撮影装置では、光源として可視光の LED 群 6 X の他に近赤外光光源である LED 6 h および紫外線光源である LED 6 j が撮影光学系 7 の周囲に配置される。

上記変形例の撮影装置により患者の血流観察と被検出部材の表面傷検査など同一の撮影装置により広範囲の種類の被写体の分光画像データを得ることができる。

次に、本発明の第 14 の実施形態である画像処理システムについて、図 64 のブロック構成を用いて説明する。

本実施形態の画像処理システムは、画像撮影部としての撮影装置 1 K と、上記撮影装置 1 K で撮影された被写体の分光画像信号より高精度色再現画像データを求めるための画像処理部である処理装置 2 K とを有してなる。

上記撮影装置 1 K は、図 64 に示すように前記第 1 乃至第 4 の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置 1（図 1、図 17、図 21、図 37）と略同様の構成を有しているが、さらに、撮影装置 1 K には、筐体 5 の投射口 5 a において支持軸 102 により回転自在に支持され、キャリブレーション用基準色を配した色票 101 が配置されている。

なお、上記撮影装置 1 K の構成要素で上記撮影装置 1 と同一のものには同一符号を付して説明する。

上記処理装置 2 K は、前記第 1 の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置 2 と同一である。

本実施形態の撮影装置 1 K では従来は面倒であった色標の保管管理が不要となり、また、色標の汚れ発生や外光による劣化を防止できるように、上述した色票

101を筐体5内に内蔵し、使用しないときには、筐体5の内部に撮影光学系7の投射口5aから退避させて収納させる。この収納状態では、色票101は、LED群6Xの照射光路外に退避されており、被写体103への照射光を阻害することはない。そして、キャリブレーション時にのみ、図64に示すように撮影光学系7の投射口5aまで回転させる。その状態で色票101の画像データをCCD8を介して取り込み、色のキャリブレーションのための分光画像データが取得される。

本第14の実施形態の撮影装置1Kによれば、色票101の保管管理が不要であり、また、手で扱われないために汚れが付きにくく、また、外光に曝されて色が劣化することがなく、常に正確な色のキャリブレーションが可能である。

なお、上記実施形態の撮影装置1Kにおいては、色票101が筐体5に回転可能に支持されていたが、それに代えて筐体5の投射口5aに着脱されるレンズキャップ（図示せず）の内面に色票を貼付した構成を採用することも可能である。この場合、レンズキャップを装着した状態で上記キャリブレーションが行われる。

次に、本発明の第15の実施形態である画像処理システムについて、図65のシステム構成図を用いて説明する。

本実施形態の画像処理システムは、画像撮影部としての撮影装置1Lと、上記撮影装置1Lにケーブル112を介して接続される携帯電話器110と、上記携帯電話器110と通信可能な院内処理システム119とを有してなる。

上記院内処理システム119は、院内通信装置115と、処理装置116と、データベース117と、モニタ118とを有してなる。

上記撮影装置1Kは、図65に示すように前記第1乃至第4の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置1（図1、図17、図21、図37）と同様の構成を有している。上記撮影装置1Kの同一の構成要素には、同一の符号を付して説明する。

上記携帯電話110は、撮影装置1Lで取得した患者の患部を撮影した分光画像データを公衆通信回線により上記院内処理システム119の院内通信装置115に送信する。なお、携帯電話110には、LCDモニタ111が設けられてい

る。

上記院内処理システム１１９の処理装置１１６は、院内通信装置１１５を介して受信した上記患部の分光画像信号より高精度色再現画像データを求めるための画像処理部であって、前記第１の実施形態等に適用された処理装置２と同様の構成を有する。

上述した構成を有する本第１５の実施形態の画像処理システムにおける分光画像データ処理動作について、携帯電話１１０の処理と、院内処理システム１１９の処理と、撮影装置１Ｌの処理とのそれぞれの処理ステップに分けて以下、説明する。

上記携帯電話１１０の処理ステップから説明すると、まず、上記携帯電話１１０が撮影装置１Ｌに接続されると、撮影装置１ＬのＩＤを確認する。不正ならば、エラーメッセージを出力する。携帯電話１１０と撮影装置１Ｌとが適合すれば、携帯電話１１０が撮影モードに設定され、携帯電話のモニタ１１１が撮影装置１Ｌのモニタとして機能し、携帯電話の操作ボタンが撮影装置１Ｌの操作スイッチとして機能するように設定される。

予め設定済みの院内処理システム１１９に対して公衆回線得介して接続要求が出力される。院内処理システム１１９での認証が終了すると接続が確立する。

続いて、撮影装置１Ｌからのモニタ画像が携帯電話１１０のモニタ１１１に表示され、撮影準備が完了する。

ユーザにより撮影装置１Ｌの撮影ボタン１４ａが押圧操作されると、撮影装置１Ｌからの撮影画像データが出力されるのを待つ。撮影画像データが出力されるとその画像データをモニタ１１１に表示する。上記画像データを院内処理システム１１９側に送信し、ユーザの操作待ち状態となる。

ユーザの操作により、院内処理システム１１９の画像データベース検索要求がなされると、院内処理システム１１９のデータベース１１７にアクセスし、データベース１１７の情報が取得され、モニタ１１８に表示される

さらに、ユーザの操作により、データベース１１７に対して検索要求が出される。データベースからの検索結果が受信され、モニタ１１１に表示される。

次に、院内処理システム１１９側における処理ステップを説明すると、まず、



携帯電話 110 からの接続要求を受け、携帯電話の ID を確認する。不正ならエラーメッセージを出力し接続が切断される。さらに、撮影装置 1 L の ID を確認する。不正ならエラーメッセージが出力され、接続が切断される。

続いて、認証情報を要求し、ユーザが入力した認証情報を確認する。不正ならエラーメッセージを出力し接続が切断される。不正でなければ、接続が確立され、携帯電話 110 からの送信待ちの状態となる。

撮影装置 1 L によって撮影が行われると、携帯電話 110 からの画像データを受信する。

上記受信した画像データを携帯電話の ID、撮影装置の ID、使用者の認証情報とともにデータベース 117 に記録し、携帯電話 110 からの送信待ちの状態となる。

携帯電話 110 からデータベース 117 に対する検索要求を受信すると、117 に対して検索を行い、検索結果が携帯電話 110 に送信され、携帯電話 110 からの送信待ちの状態となる。

次に、撮影装置 1 L における処理ステップについて説明すると、携帯電話 110 が接続されると、携帯電話 110 の ID が確認される。

撮像装置 1 L からの画像データがライブ画像データとして携帯電話 110 に送信される撮影可能状態となり、撮影ボタン 14 a の操作、あるいは、携帯電話 110 からの撮影要求を待つ。

ユーザによる撮影実行操作が行われると、所定のシーケンスで撮影装置 1 L の光源部の LED 群 6 X を点灯し、撮影が実行され、取得された撮影画像データが携帯電話 110 側に送信される。

上述した本第 15 の実施形態の画像処理システムの構成により、撮影装置 1 L に液晶モニタを配置する必要がなくなり、撮影装置 1 L を安価に構成できる。また、院内処理システム 119 への接続の際にケーブルを使う必要が無いので、撮影時のハンドリングの自由度が高くなる。また、通信回線として公衆回線を用いることができるため、使用できる場所の範囲が広がる。携帯電話 110 の操作ボタンを使用できるので、名前や症状などのより複雑な文字情報を入力することができる。

さらに、携帯電話 110 のマイクを利用して音声データを画像データとともに入力するようにしてもよい。この場合は、音声による所見などの情報入力が可能となるほか、操作を音声で行うことも可能になり、使い勝手がさらに向上する。

なお、上記携帯電話 110 には、院内で用いられている PHS を適用してもよく、さらには、LAN の端末装置、または、PDA 装置を利用してもよい。

次に、本発明の第 16 の実施形態である画像処理システムについて、図 66 の上記画像処理システムに適用される画像撮影部の構成を示す図を用いて説明する。

本実施形態の画像処理システムは、図 66 に示すように画像撮影部としての LED 照明ユニット 127 が装着可能なカメラ付き携帯電話 121 と、上記携帯電話器 110 と通信可能な院内処理システム 119 とを有してなる。

上記院内処理システム 119 は、前記図 65 に示す第 15 の実施形態に適用したシステムと同一のものであって、院内通信装置 115 と、処理装置 116 と、データベース 117 と、モニタ 118 とを有してなる。

上記カメラ付き携帯電話 121 は、LED 照明ユニット 127 が装着された状態では、前記第 1 の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置 1 (図 1) の撮影処理部と同様の撮影処理機能を有する。すなわち、上記カメラ付き携帯電話 121 は、撮影光学系であるカメラレンズ 122 と、LCD モニタ 124 と、操作スイッチ 123 と、アンテナ 126 と、接続コネクタ部を有し、内部に CCD、A/D 変換回路、画像データメモリ、カメラ制御 I/F、データ送受信回路、モニタ I/F、外部 I/F、本携帯電話の制御を司る CPU 等が内蔵されている。

また、上記カメラ付き携帯電話 121 の装着可能な LED 照明ユニット 127 は、ユニット固定金具 131 により上記携帯電話 121 の本体に固定され、装着状態で携帯電話のカメラレンズ 122 に対向して位置するクローズアップレンズ 128 と、クローズアップレンズの外周に沿って配置される LED 群 129 と、LED 群 129 の外側に設けられる遮光筒 132 と、携帯電話 121 のコネクタ部に接続される接続ケーブル 125 とを有してなる。

上記 LED 群 129 は、前記第 1 の実施形態における撮影装置 1 に設けられる

LED群6Xと同様のそれぞれ異なる分光分布特性を有するLED群であって、異なる波長の青色光源のLED6a、6bと、異なる波長の緑色光源のLED6a、6bと、異なる波長の赤色光源のLED6a、6bと同等の6種類のLEDの複数组のLED群とする。

次に、上述した構成を有する本第16の実施形態の画像処理システムによる撮影動作について説明する。

カメラ付き携帯電話121に装着したLED照明ユニット127を被写体である患者の体表に向けた状態で操作スイッチ123を操作し、LED群129を選択された発光モードによる所定の発光順に従って点灯させ、携帯電話121に設けられるCCD（図示せず）によって上記各LED発光時に対応した患者の体表の撮影画像データが取り込める。その画像データは、携帯電話121内のメモリに一旦記憶される。

その後、操作スイッチ123を操作してアンテナ126から公衆回線を介して院内処理システム119に分光画像データを送信する。院内処理システム119側では、上記分光画像データに基づいた画像処理を行い、高色再現処理が行われる。

なお、携帯電話121と院内処理システム119とのデータの授受は、前記第11の実施形態の場合と同様である。

本第12の実施形態の画像処理システムによると、専用の撮影装置を必要とせず、従来のカメラ付き携帯電話にLED照明ユニット127を装着するだけで画像処理システムの撮影装置として利用することができ、公衆回線を利用した安価なシステムを提供できる。

また、上記携帯電話121には、他のカメラ機能付きの端末装置であって、LANの端末装置、または、PDA装置等を適用できる。

次に、本発明の第17の実施形態である画像処理システムについて、図67の上記画像処理システムに適用される撮影装置のブロック構成図を用いて説明する。

本実施形態の画像処理システムは、画像撮影部としての撮影装置1Mと、上記撮影装置1Mで撮影された被写体の分光画像信号より高精度色再現画像データを

求めるための画像処理部としての処理装置（図示せず）とを有してなる。

上記撮影装置 1M は、図 6 7 に示すように前記第 1 乃至第 4 の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置 1（図 1，図 1 7，図 2 1，図 3 7）と略同様の構成を有し、さらに、撮影装置 1M には、撮影装置 1M と被写体 1 4 2 との離間距離である撮影距離  $L$  を測定する測距手段である測距センサ 1 4 1 が設けられている。なお、上記撮影装置 1M の構成要素のうち、上記撮影装置 1 と同一ものには同一符号を付して説明する。

上記適用される処理装置は、前記第 1 の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置 2 と同一である。

本実施形態の画像処理システムにおける撮影動作は、次の処理ステップにしたがって行われる。

まず、使用者は、患者の身体である被写体 1 4 2 に対して撮影装置 1M をセットし、撮影距離を測距センサ 1 4 1 により測定し、その測定結果を登録する。目標撮影距離からの差分を符号付きでモニタ 1 6 に表示させる。使用者は、上記モニタ 1 6 の表示を見ながら撮影装置 1M を移動させる。目標撮影距離に一致したらその旨の表示がモニタ 1 6 になされ、撮影装置 1M は、撮影可能状態で待機する。使用者が撮影ボタン 1 4 a を操作すると、撮影が開始される。

本第 1 7 の実施形態の画像処理システムでは、撮影装置 1M の上述した被写体距離測定機能を用いて被写体距離を定めることにより、患者の身体の被写体 1 4 2 の同じ部位を撮影する場合、前回撮影した画像データと比較する際に画像の大きさが同じになり、比較検討が非常にやりやすくなる。

次に、本第 1 7 の実施形態の画像処理システムの撮影装置の変形例について以下に説明する。

この変形例の撮影装置 1M では、次のような処理ステップで撮影が行われる。すなわち、使用者が比較したい前回撮影した画像データを指定し、指定された画像データから所望の撮影距離情報が取得され、モニタ 1 6 に表示される。

使用者が概略の距離を目測で決めて撮影した際の実撮影距離情報を撮影装置 1M で取得し、実撮影距離と所望の撮影距離とから倍率補正係数が算出される。その倍率補正係数から実際に撮影された画像の倍率が補正された状態の同サイズの

画像が表示される。

この変形例の撮影装置 1 M の機能を用いることで、使用者は、被写体 1 4 2 までの距離を概略設定すれば、前回の画像と同じ倍率での画像データを観察することができる。

次に、本発明の第 1 8 の実施形態である画像処理システムについて、図 6 8 の上記システムによる診察状態を示す図を用いて説明する。

本実施形態の画像処理システムは、画像撮影部としての撮影装置 1 N と、デジタルタイザ付き診察台 1 5 3 と、上記撮影装置 1 N で撮影された被写体の分光画像信号より高精度色再現画像データを求めるための画像処理部である処理装置（図示せず）とを有してなる。

上記撮影装置 1 N は、図 6 8 に示すように前記第 1 乃至第 4 の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置 1（図 1，図 1 7，図 2 1，図 3 7）と略同様の構成を有し、さらに、撮影装置 1 N には、撮影装置 1 N の鏡筒先端部に撮影装置 1 N の座標を検出するための被写体部位検出手段である位置検出コイル 1 5 1 が内蔵され、また、撮影装置 1 N の姿勢を検出するための重力等を利用した角度検出センサ 1 5 2 が組み込まれている。

なお、上記撮影装置 1 N の構成要素のうち、上記撮影装置 1 と同一のものには同一符号を付して説明する。

また、上記処理装置は、前記第 1 の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置 2 と同一である。

本実施形態の撮影装置 1 N は、診療所等での診察時に使用されることを想定している。上記デジタルタイザ付き診察台 1 5 3 には複数箇所から磁場を発生するデジタルタイザ装置が取り付けられており、上記撮影装置 1 N の検出コイル 1 5 1 の位置が検出され、撮影装置 1 N の位置が検知できる。さらに、撮影装置 1 N の角度検出センサ 1 5 2 により、水平に対する撮影装置 1 N の向いている方向を検出することができる。

上記撮影装置 1 N により撮影を行う場合、診療を受けようとする被写体の患者 1 5 4 は、上記デジタルタイザ付き診察台 1 5 3 の上の所定位置に横たわる。この状態で撮影装置 1 N により撮影を行い、その撮影時の患者 1 5 4 と撮影装置 1 N の

相対的な位置座標、および、その撮影時に撮影装置 1 N の向いている撮影装置 1 N の傾きが検出される。それらの検出データが画像データとともに記録される。上記検出データより患者のどの部位を撮影したのかが自動的に記録される。したがって、画像データを取得したとき毎の撮影患部位置と撮影方向を確認することが可能であり、撮影部位のずれや撮影方向が変化が防止でき、正しい診断がなされる。

次に、本発明の第 19 の実施形態である画像処理システムについて、図 69 の上記システムによる診察状態を示す図を用いて説明する。

本実施形態の画像処理システムは、画像撮影部としての撮影装置 1 P と、上記撮影装置 1 P で撮影された被写体の分光画像信号より高精度色再現画像データを求めるための画像処理部である処理装置（図示せず）と、診察椅子 161 と、を有してなる。

上記撮影装置 1 P は、前記第 1 乃至第 4 の実施形態の画像処理システムに適用された撮影装置 1（図 1，図 17，図 21，図 37）と略同様の構成を有し、さらに、上記撮影装置 1 P には、被写体に向けて特殊の光パターンを投影する被写体部位検出手段である光パターン投影装置（図示せず）が内蔵されている。ただし、上記光パターン投影装置は、上記撮影装置 1 P に内蔵せず、固定配置されていてもよい。

なお、上記撮影装置 1 P の構成要素で上記撮影装置 1 と同一ものには、同一の符号を付して説明する。

また、上記処理装置は、前記第 1 の実施形態等の画像処理システムに適用された処理装置 2 と同一とする。

前記第 18 の実施形態では、撮影位置を特定するためにデジタイザを適用したが、本第 19 の実施形態では、特殊の光パターンを患者に投影した状態で撮影した画像を参照して分光画像データの撮影部位が特定される。

すなわち、本実施形態の画像処理システムの撮影装置 1 P で撮影を行う場合、図 69 のように診察台 161 に被写体である患者 162 を座らせる。そこで、上記撮影装置 1 P を患者 162 の患部 162 a が撮影可能な位置にセットする。そこで、上記光パターン投影装置により特徴のある光パターンを患者 162 に投

影し、その光パターン投影状態での患部 162a まわりをモニタ画像取得モードで一旦撮影する。撮影装置 1P を動かさないまま、引き続いて分光画像取得モードにおいて LED 群 6X の照明光で撮影を行って、分光画像データを取得する。

上述のように本実施形態の画像処理システムによると、上記光パターンの投影画像により分光画像データを取得した撮影部位を確実に特定することができる。

なお、上記第 19 の実施形態の画像処理システムの撮影装置に対する変形例として、次のような変形例の撮影装置を提案することができる。

すなわち、本変形例の撮影装置は、装置本体の先端に体温測定用の温度センサ、脈拍を検出するための脈拍センサ、および、血圧測定時のコロトコフ音、胸部での呼吸音と心音および腹部での腸雑音などを検出するためのマイクロフォン（センサ）を備えており、聴診機能を有する。これらのセンサにより、被写体の分光画像データの他に体温、脈拍、心音等のデータを取得することができる。患者の患部の撮影時の上記体温、脈拍、心音等のデータは、分光画像データと関連づけてメモリに同時に保存される。これにより、日々、上記撮影装置の上記センサで測定された体温、脈拍、心音等の測定データは、公衆回線を介して関係診療機関に送信することが可能になるので、在宅での緻密な健康管理が実現可能となる。

なお、上述した各実施形態の画像処理システムにおいて、画像撮影部である撮影装置と、画像処理部である処理装置とは、分離した状態で設けられていたが、両者を一体化して単一の携帯可能な装置としてまとめて構成することは、勿論、可能であり、この場合、撮影しながら同時に画像処理の操作が行えるなど、使用目的によっては、非常に扱いやすい画像処理システムとなる。

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

#### 産業上の利用可能性

以上説明したように本発明の画像処理システムによれば、高精度の色再現や検査、判定が可能であり、情報通信処理に対しても好適であり、しかも、その撮像部が小型軽量で携帯性に優れている画像処理システムとなる。

## 請 求 の 範 囲

1. 被写体を撮影するための撮像光学系と、上記被写体からの被写体信号を取得するための撮像素子部と、それぞれ異なる分光分布特性を有する複数の照明光源と、画像撮影操作を行うための撮影操作部とを有し、上記複数の照明光源を上記撮像素子部の露光タイミングと連動し、かつ、上記複数の照明光源を選択的に点灯させることにより複数の被写体分光画像を得る画像撮影部と、

上記画像撮影部で撮影された上記被写体分光画像を記憶するための画像メモリ部を有し、上記画像メモリ部に記憶された画像信号から所望の画像演算を行う画像処理部と、

を有していることを特徴とする画像処理システム。

2. 上記画像処理部は、さらに、前記画像メモリ部に記憶された画像信号から被写体の所定の等級演算、判別、または解析を行うことを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

3. 上記画像撮影部は、さらに、環境光の分光分布特性を検出するための照明検出センサを具備しており、外部ストロボ発光装置が着脱可能であり、上記照明検出センサの検出部は、上記外部ストロボ発光装置が装着されたときにストロボ光の導光路と光学的に結合することを特徴とした請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

4. 上記画像撮影部は、上記照明光源が被写体に直接写り込むことを防止するための反射光除去手段をさらに具備することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

5. 上記画像撮影部は、さらに、上記照明光源と被写体との間に照明むらを軽減するための光学部材を具備することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

6. 上記画像撮影部は、外部照明装置と連動するための接続接点部を有し、上記接続接点部を介して接続された外部照明装置は、前記照明光源と略同じ点灯順序で点灯することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

7. 上記複数の照明光源は、中心波長が780nm乃至900nmである光源



、または、中心波長が300nm乃至380nmである光源を少なくとも一つ含むことを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

8. 上記画像撮影部と画像処理部とは、一体化されて形成されていることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

9. 上記画像撮影部は、上記画像処理部におけるキャリブレーションを行うための色票を内蔵することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

10. 上記画像撮影部として、撮影機能を持つ携帯端末装置を適用し、それぞれ異なる分光分布特性を有する複数の照明光源がユニット化された照明光源部が上記撮影機能を持つ携帯端末装置に装着可能であることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

11. 画像処理部に画像ファイリングソフトウェアが具備されており、前記撮影操作部が操作された時に撮影された画像データが前記画像ファイリングソフトウェアの所定の個所に記録されることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

12. 上記画像撮影部は、さらに、上記被写体の部位情報を取得するための被写体部位検出手段を有することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

13. 上記画像撮影部は、さらに、温度測定部を具備することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

14. 上記画像撮影部は、さらに、脈拍測定部を具備することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

15. 上記画像撮影部は、さらに、聴診機能を有することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

16. 上記画像撮影部は、さらに、測距手段を有しており、撮影された画像中の被写体の大きさを管理することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の画像処理システム。

図 1

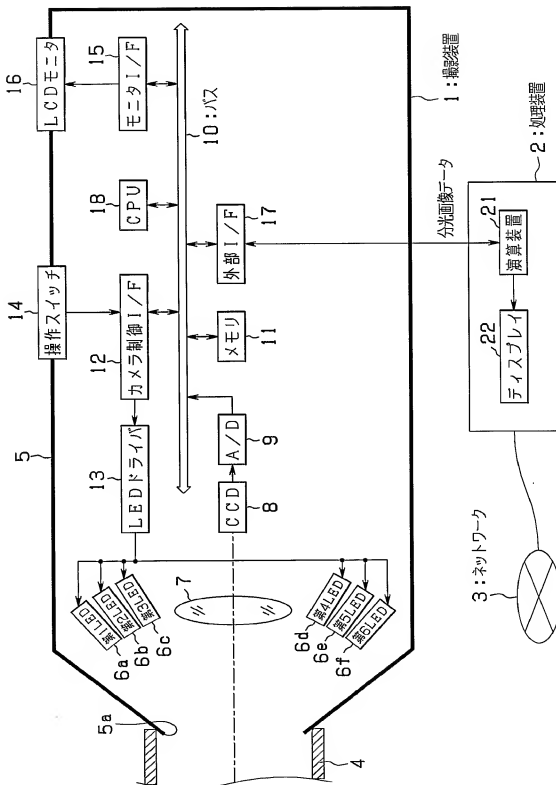


図 2

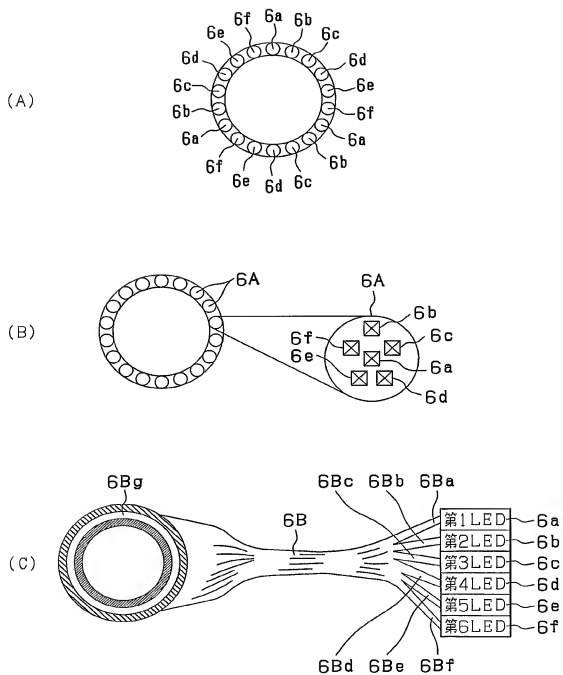


図 3

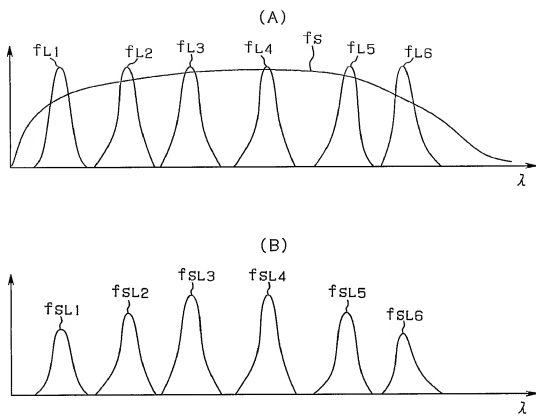


図 4

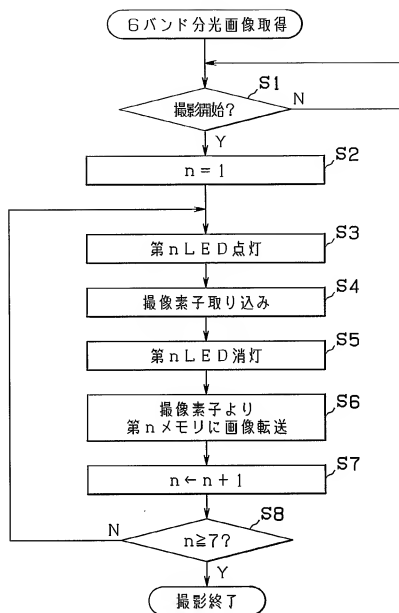


図 5

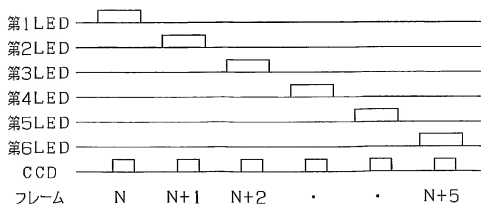


図 6

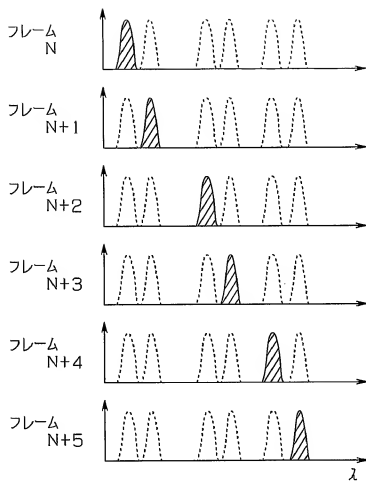


図7

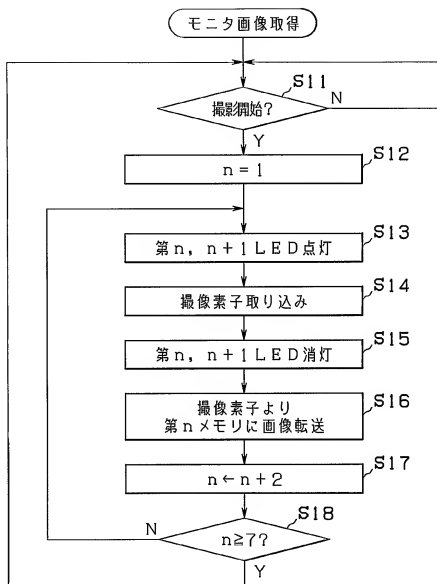


図 8

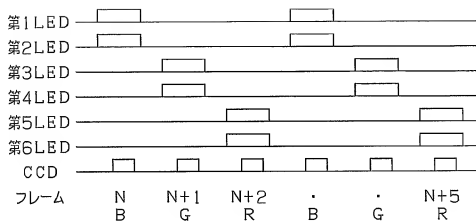


図 9

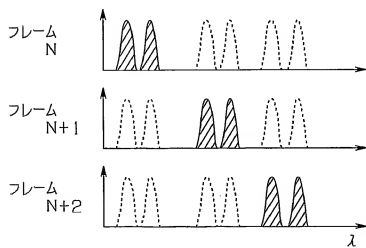




図 10

発光モード (例)											
LED No.	原色 No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	全点灯	単一点灯	単一点灯	群点灯	群点灯	群点灯	群点灯	単一点灯	単一点灯	単一点灯
2	2	○	○ (例)	○	○	○			○		
3	3	○		(例)	○	○	○			○	
4	4	○			○		○				
5	5	○			○			○			○
6	6	○			○			○			
7	1	○		○	(例)	○			○		
8	2	○				○				○	
9	3	○					○				
10	4	○					○				
11	5	○						○			○
12	6	○						○			
13	1	○		○		○			○		
14	2	○				○					
15	3	○					○			○	
16	4	○					○				
17	5	○						○			○
18	6	○						○			

図 11

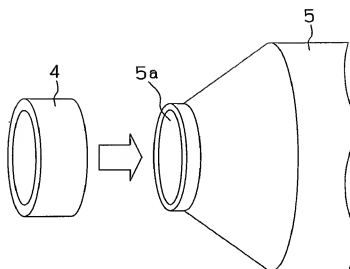


図 12

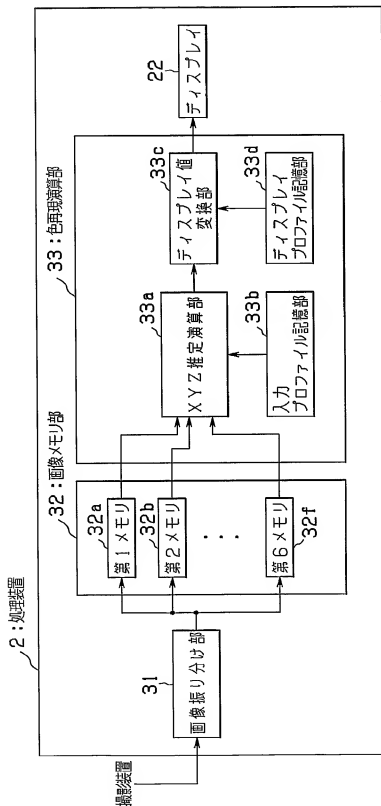


図 13

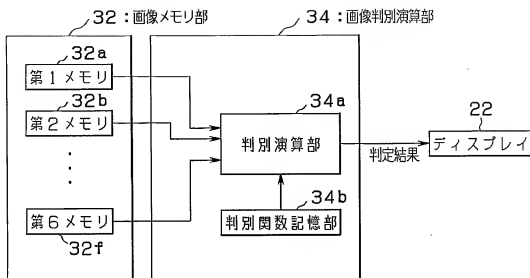


図 14

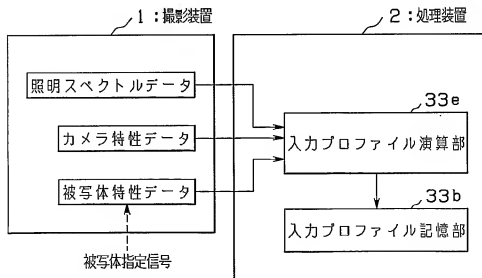


図 15

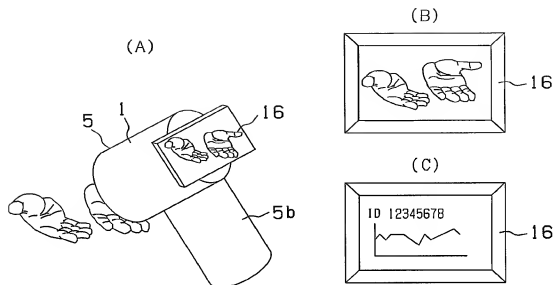


図 16

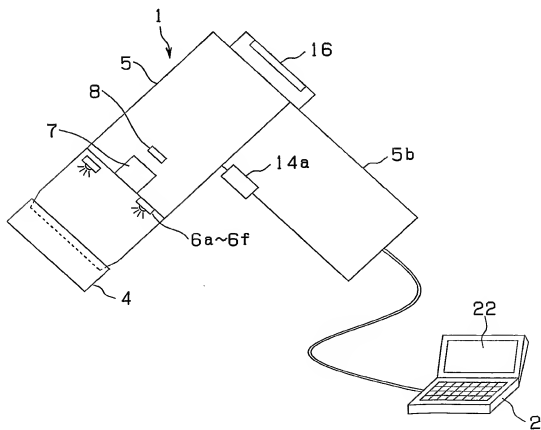




図 18

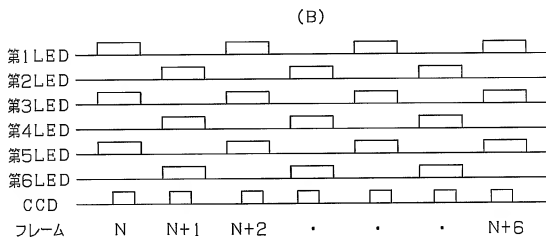
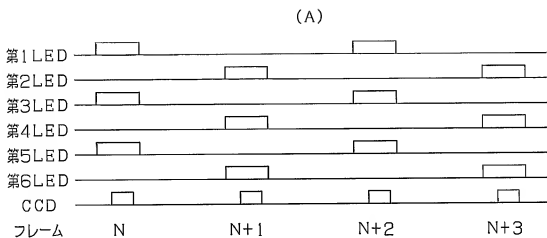


図 19

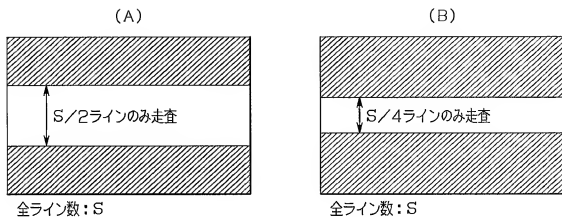


図 20

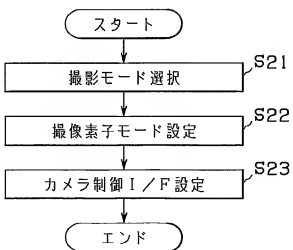




図 21

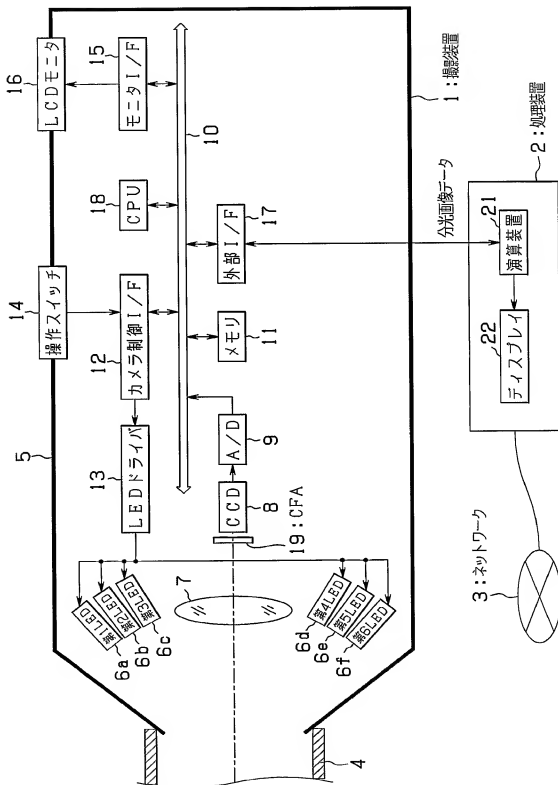


図 22

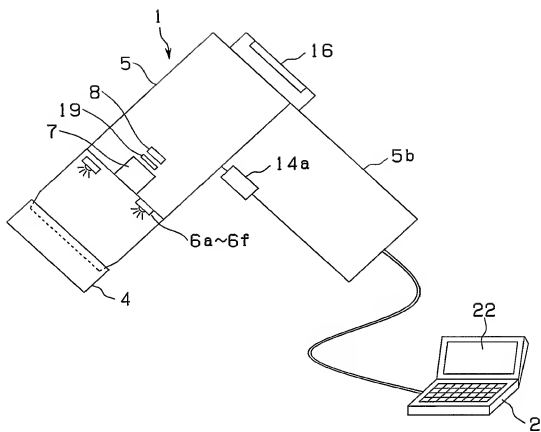


図 23

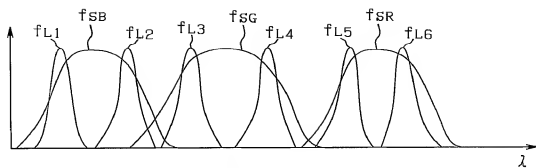


図 24

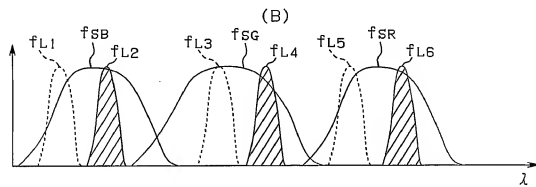
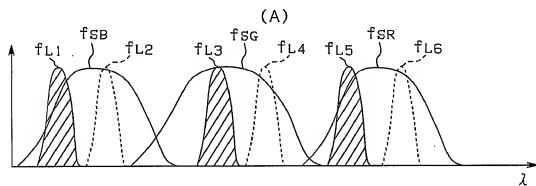


図 25

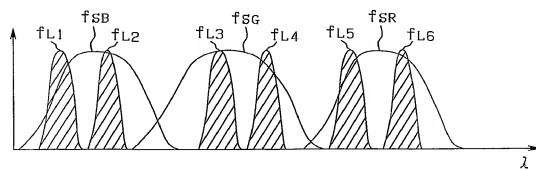


図 26

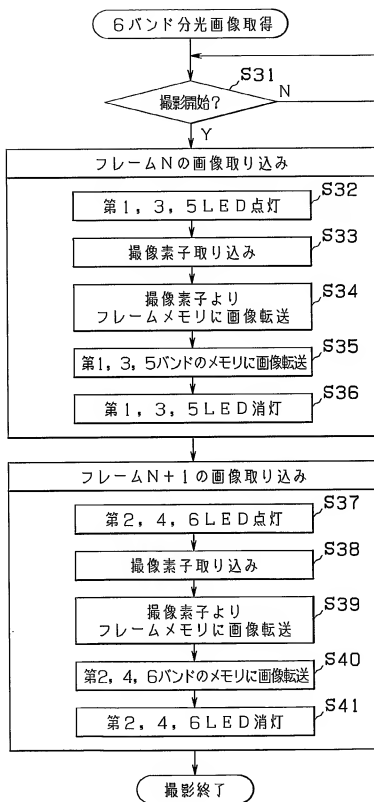


図 27

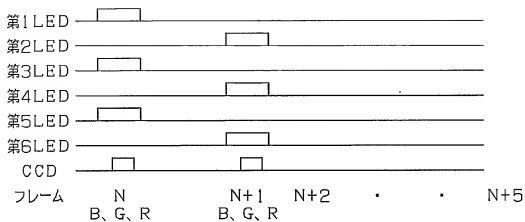


図 28

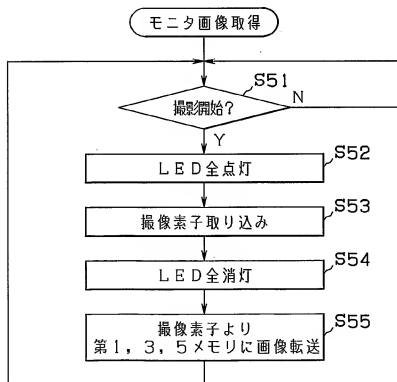


図 29

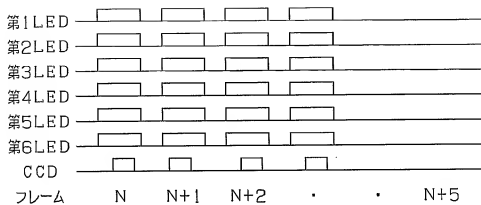


図 30

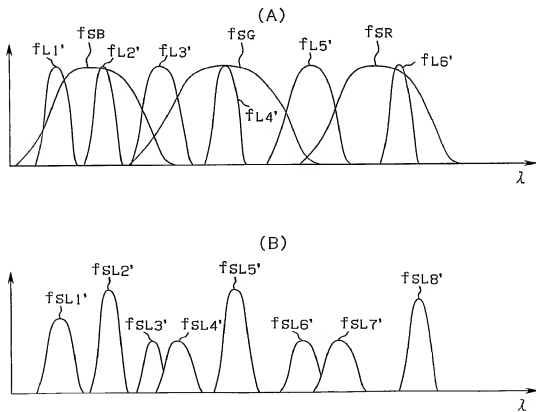


図 31

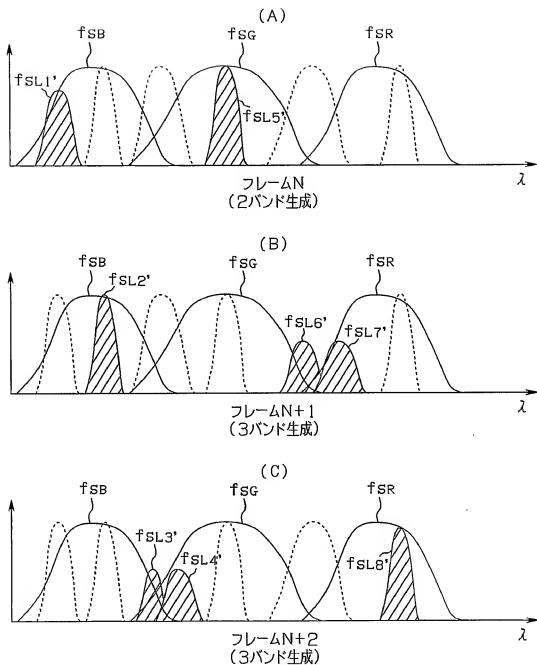


図 32





図 33

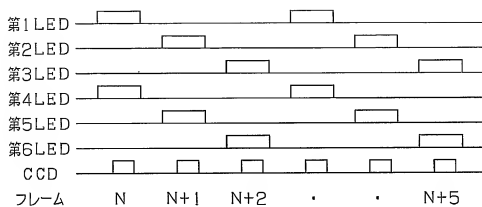


図 34

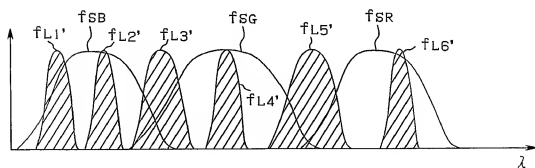


図 35

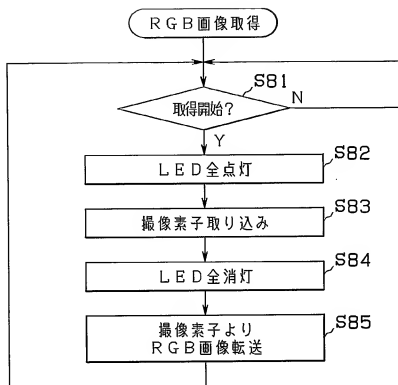


図 36

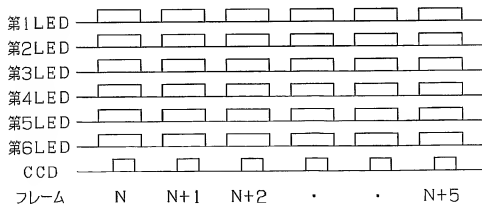


図 37

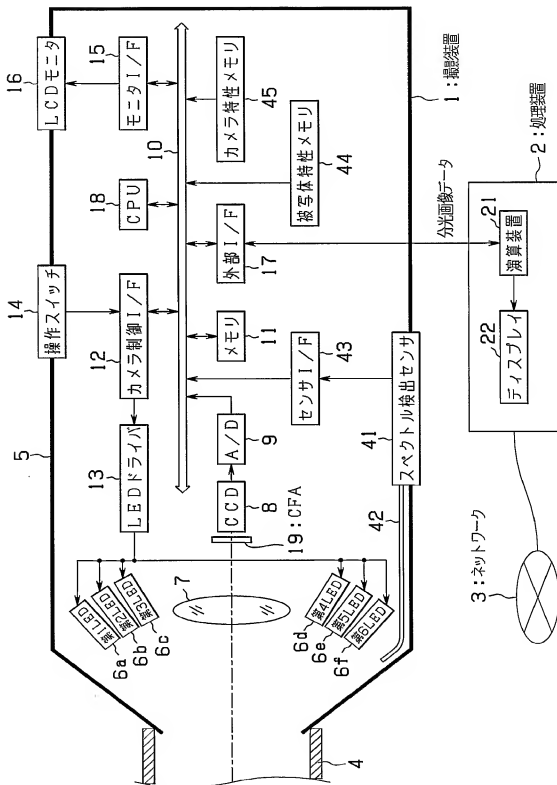


図 38

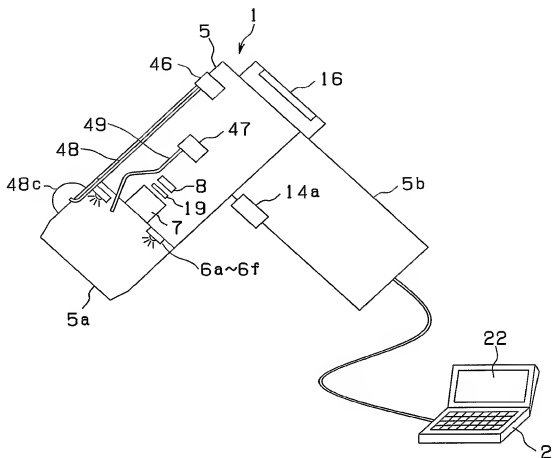


図 39

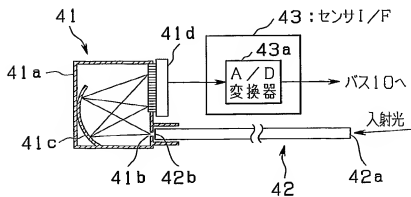


図 4 0

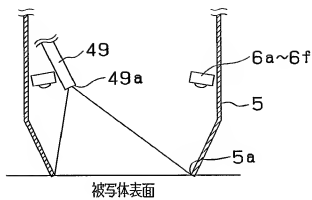


図 4 1

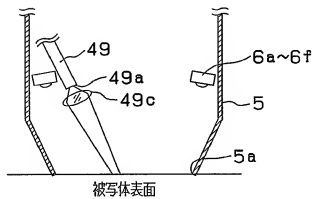


図 4 2

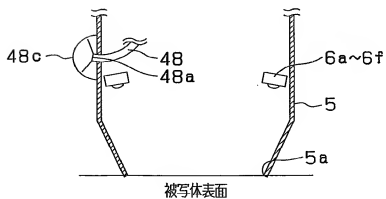


図43

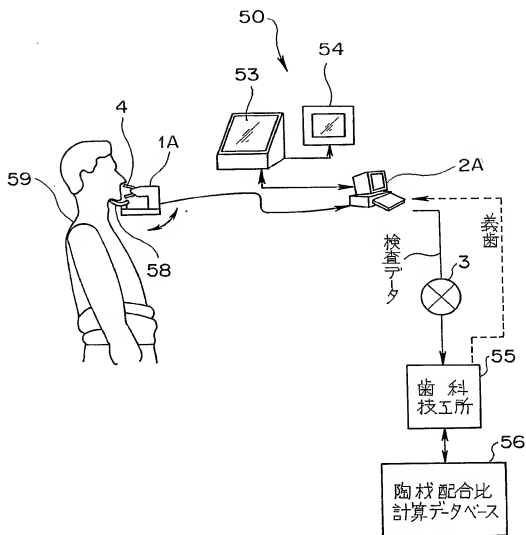


図 4 4

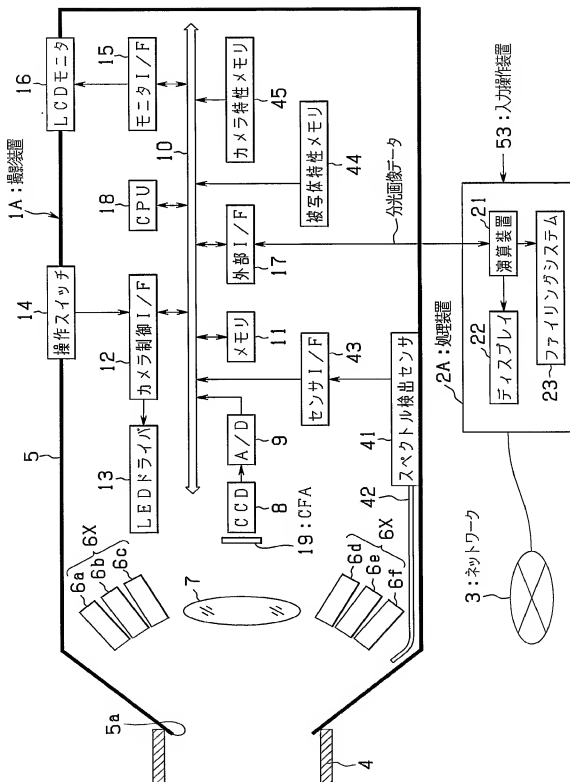


図 45

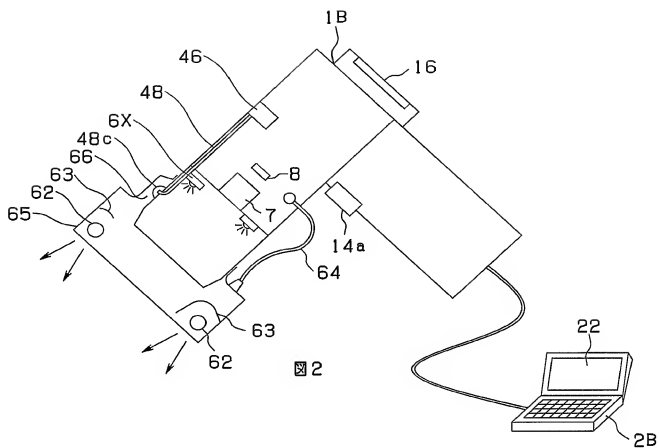






図 47

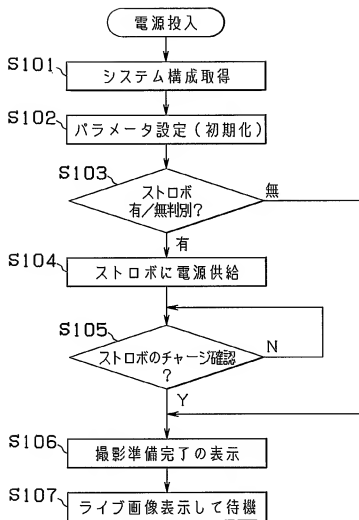


図 48

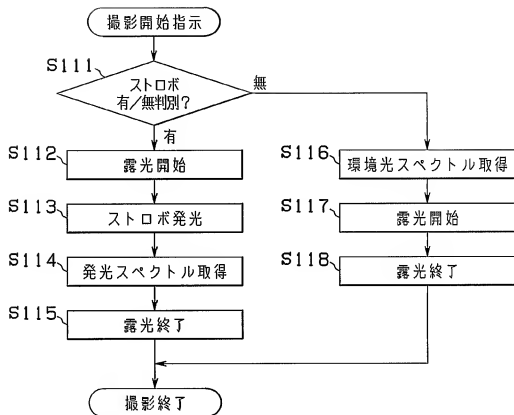


図 49

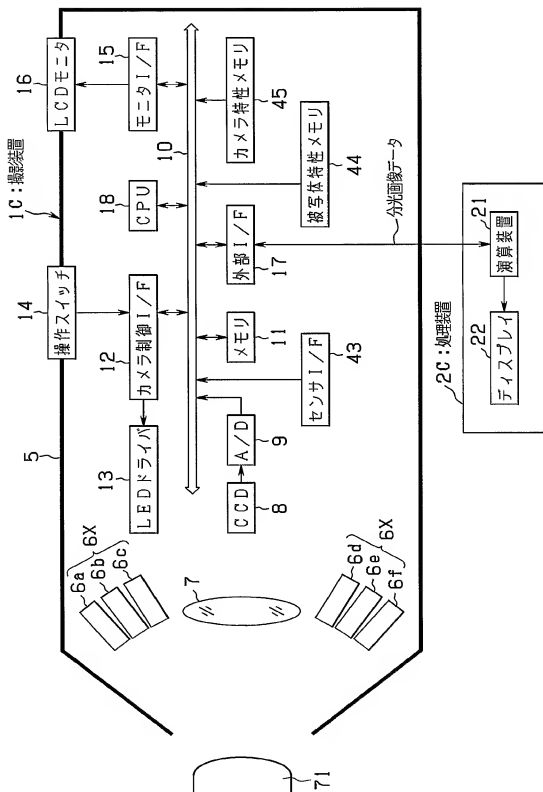


図 50

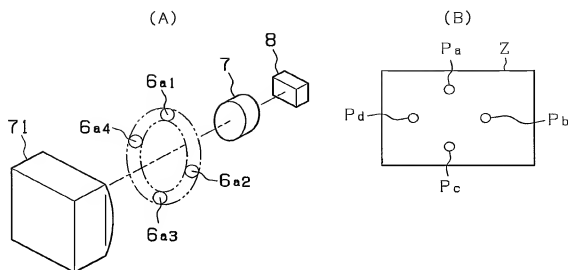


図 51

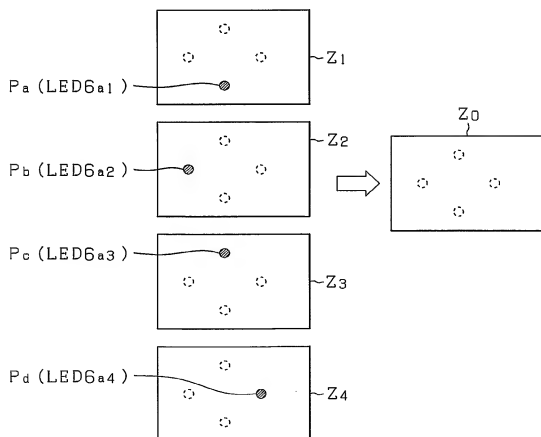


図 52

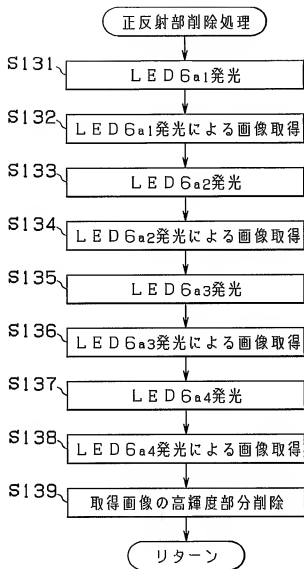


図 53

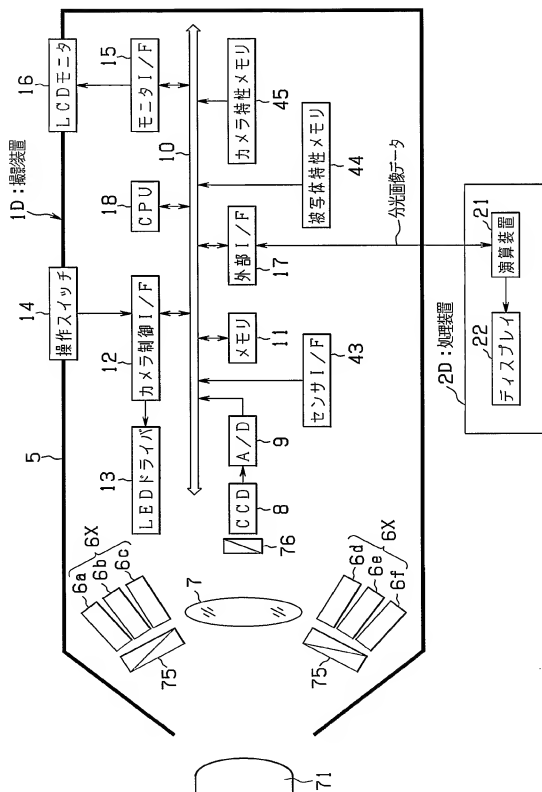


図 54

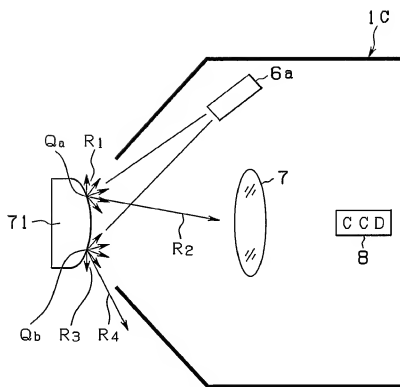




図 55

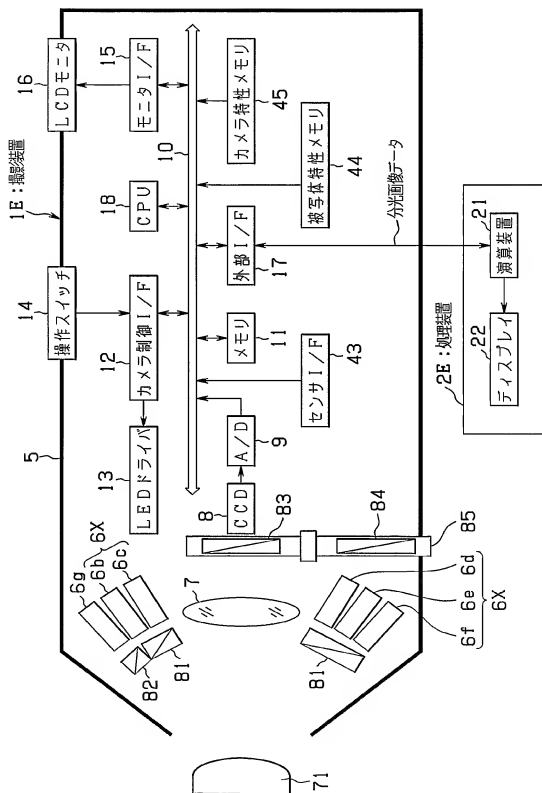


図 56

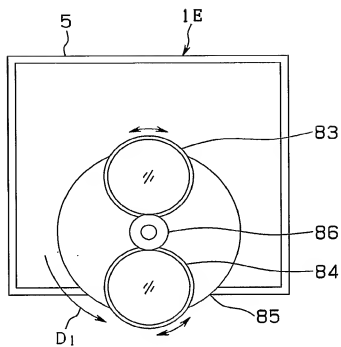


図 57

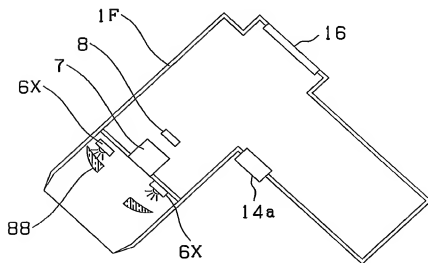
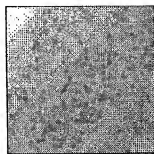


図58

(A)



(B)

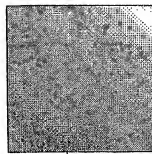
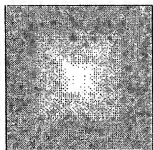


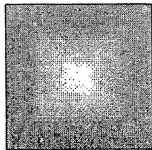
図59

(A)



G3

(B)



G4

図 60

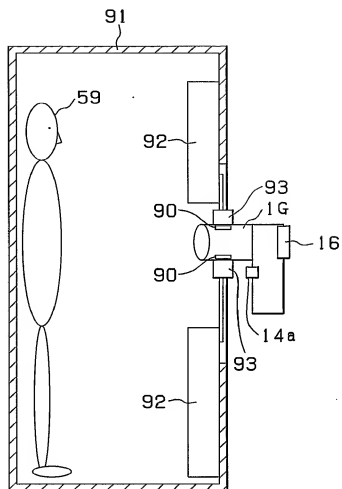


図 61

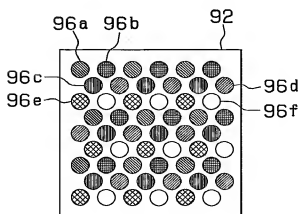


図 62

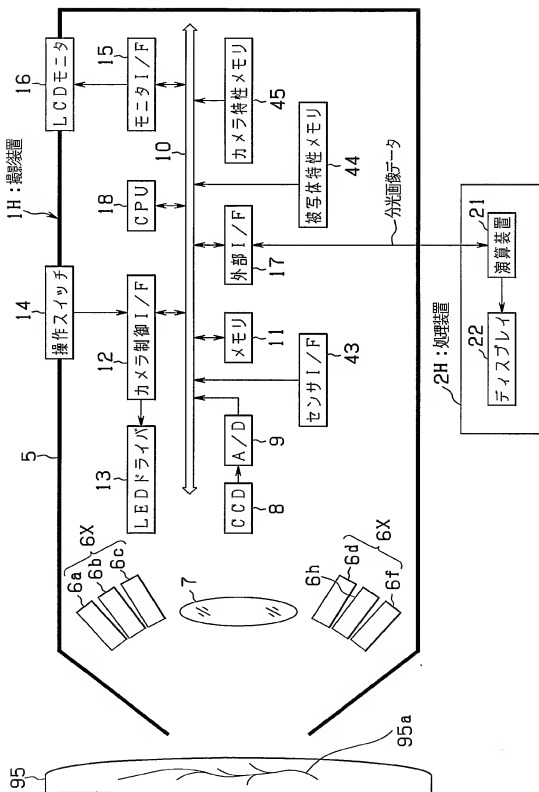




図 64

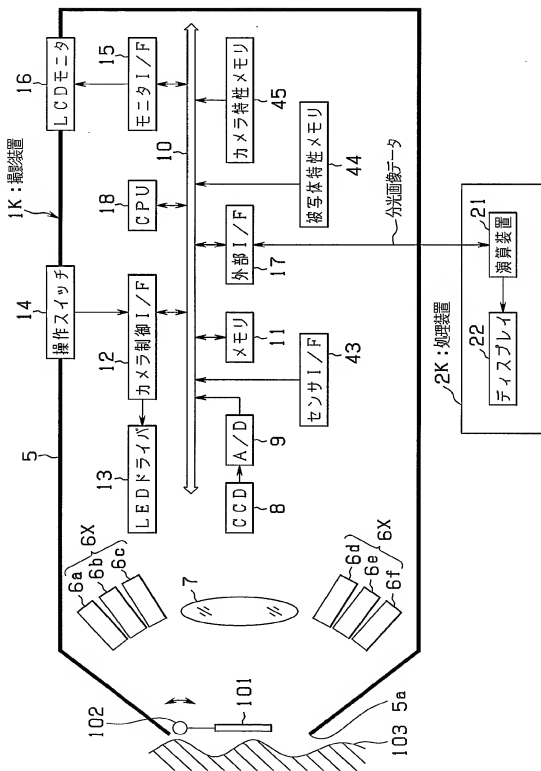




図 65

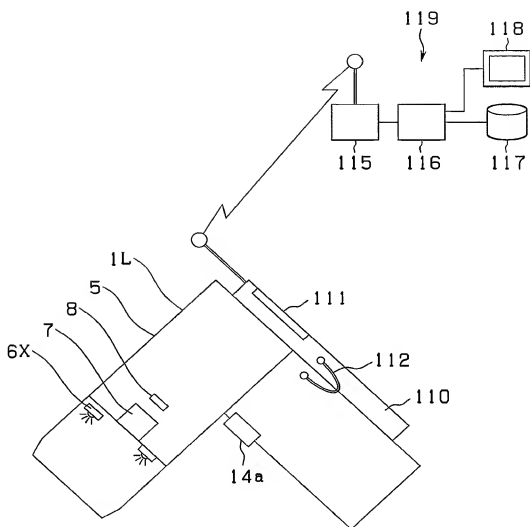


図 66

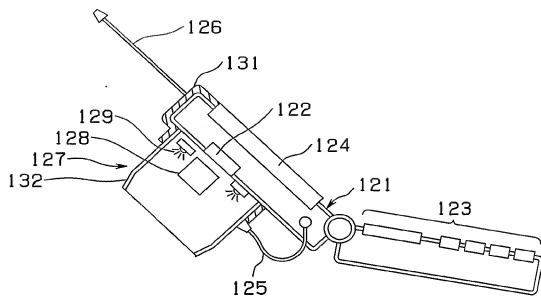


図 67

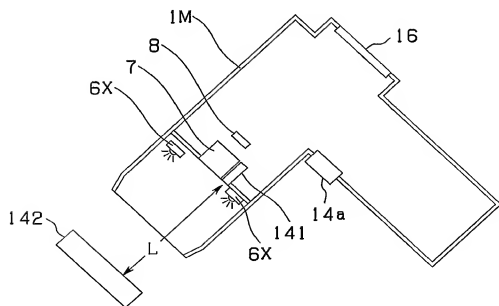


図68

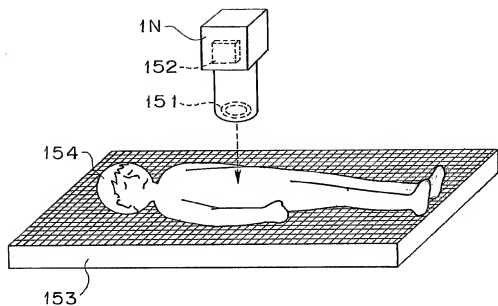
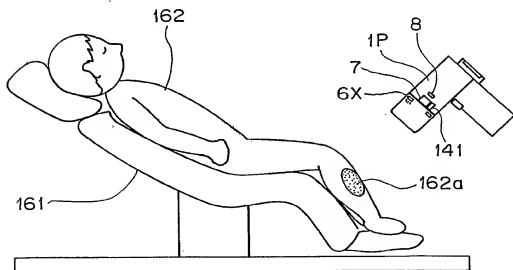


図69



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/09381

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl.<sup>7</sup> G01J3/50, A61B5/00, A61B5/02, A61B5/10, A61B7/00,  
A61C13/00, G01N21/27, G06T1/00, H04N5/225

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl.<sup>7</sup> G01J3/50, A61B5/00, A61B5/02, A61B5/10, A61B7/00,  
A61C13/00, G01N21/27, G06T1/00, H04N1/028, H04N1/04,  
H04N1/46, H04N5/225, H04N7/18, H04N9/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 11-331493 A (Ricoh Co., Ltd.), 30 November, 1999 (30.11.99), Full text; Figs. 1 to 6 (Family: none)	1-2

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not  
considered to be of particular relevance  
"E" earlier document but published on or after the international filing  
date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is  
cited to establish the publication date of another citation or other  
special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other  
means

"P" document published prior to the international filing date but later  
than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or  
priority date and not in conflict with the application but cited to  
understand the principle or theory underlying the invention  
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be  
considered novel or cannot be considered to involve an inventive  
step when the document is taken alone  
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be  
considered to involve an inventive step when the document is  
combined with one or more other such documents, such  
combination being obvious to a person skilled in the art  
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
27 January, 2004 (27.01.04)

Date of mailing of the international search report  
10 February, 2004 (10.02.04)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/09381

**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

A feature common to claims 1-16 and involving "having an imaging optical system for imaging an object, an imaging element unit for capturing an object signal from the object, a plurality of lighting light sources respectively having different spectral distribution characteristics, and an imaging operation unit for performing an image picking-up operation, having an image shooting unit that allows the plurality of lighting light sources to interlock with the exposure timing of the imaging element unit and obtains a plurality of object spectral images by selectively lighting the plurality of lighting light sources, and an image memory unit for storing the object spectral images shot by the image shooting unit, (Continued to extra sheet)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.  
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP03/09381

Continuation of Box No. II of continuation of first sheet(1)

and having an image processing unit for performing a desired image operation from image signals stored in the image memory unit" has been clearly found not to be a novel constitution by our prior-art technical document search. Consequently the common feature (the above constitution) is not a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence, since it makes no contribution over the prior art.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int. Cl <sup>1</sup> G01J 3/50, A61B 5/00, A61B 5/02, A61B 5/10, A61B 7/00, A61C 13/00, G01N 21/27, G06T 1/00, H04N 5/225		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int. Cl <sup>1</sup> G01J 3/50, A61B 5/00, A61B 5/02, A61B 5/10, A61B 7/00, A61C 13/00, G01N 21/27, G06T 1/00, H04N 1/028, H04N 1/04, H04N 1/46, H04N 5/225, H04N 7/18, H04N 9/04		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004年		
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 11-331493 A (株式会社リコー) 1999. 11. 30, 全文, 第1-6図 (ファミリーなし)	1-2
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリ 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		
国際調査を完了した日 27. 01. 2004		国際調査報告の発送日 10. 2. 2004
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 平田 佳規 電話番号 03-3581-1101 内線 3290

## 第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。  
つまり、
2. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であって PCT 規則 6.4(a) の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲 1 - 16 に共通の事項である。「被写体を撮影するための撮像光学系と、上記被写体からの被写体信号を取得するための撮像素子部と、それぞれ異なる分光分布特性を有する複数の照明光源と、画像撮影操作を行うための撮影操作部とを有し、上記複数の照明光源を上記撮像素子部の露光タイミングと連動し、かつ、上記複数の照明光源を選択的に点灯させることにより複数の被写体分光画像を得る画像撮影部と、上記画像撮影部で撮影された上記被写体分光画像を記憶するための画像メモリ部を有し、上記画像メモリ部に記憶された画像信号から所望の画像演算を行う画像処理部とを有する」点は、先行技術文献調査の結果、新規な構成ではないことが明らかとなった。したがって、上記の構成は、先行技術の域を出るものではないから、PCT 規則 13.2 の第2文の意味において、この共通事項 (上記の構成) は、特別な技術的特徴ではない。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。  
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。